

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**2012**

**Bc. Barbara Helštýnová**

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Analýza Posturometrických dat**  
**Analysis of Posturometric Data**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Barbara Helštýnová**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: **Analýza Posturometrických dat**  
**Analysis of Posturometric Data**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou posturometrie.
2. Návrh a realizace měřicího systému pro zjištění polohy kolenního kloubu při vyšetření na zařízení posturomed.
3. Korelace zjištěné polohy kolenního kloubu a měřených posturometrických dat a integrace výsledků do software pro zpracování posturometrických dat.
4. Návrh a realizace statistické analýzy posturometrických dat pro případovou studii FN Ostrava.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. *Posturomed Instruction For Postural Therapy According to Dr. Eugen Rašev* [online]. Pullenreuth: HAIDER BIOSWING, 2009 [cit. 2009-11-19]. Dostupné z: <[http://www.bioswing.de/cmsupload/bioswing/downloads/Anleitung\\_Posturomed\\_englisch.pdf](http://www.bioswing.de/cmsupload/bioswing/downloads/Anleitung_Posturomed_englisch.pdf)>
2. MELECKÝ R. *Diagnostika posturálních poruch*. Praha, 2008. 85s. Diplomová práce na Fakultě elektrotechnické Českého vysokého učení technického na katedře kybernetiky. Vedoucí diplomové práce Ing. Daniel Novák PhD.
3. HLAVÁČ, V. - SEDLÁČEK, M. *Zpracování signálů a obrazů*. 2. vyd. Praha: ČVUT, 2005. 255 s. ISBN 80-01-03110-1.
4. KRIEGELOVÁ K. *Analýza akcelerometrických dat rehabilitačního zařízení Posturomed*. Ostrava, 2009. Diplomová práce na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB TUO.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Černý**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Datum odevzdání diplomové práce: 4. 5. 2012

Helena Jirsová

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Martinu Černému Ph.D za konzultace k mé diplomové práci. Děkuji své rodině, zvláště rodičům Blance a Davidu Helštýnovým za podporu po celou délku studia.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce přibližuje metody posturografie, které jsou součástí oboru rehabilitace. Dále se snaží dokázat, jestli je možno aplikovat přístroj Posturomed jen na určitou část těla, kterým je v tomto případě kolenní kloub. Součástí diplomové práce je vykreslení a vyhodnocení výsledku, naměřených dat FN Ostrava u pacientů pouze s onemocněním kolen, vyvinutí hardware pro snímání dat při pohybu na Posturomedu a vyhodnocení těchto dat.

## **Klíčová slova**

Posturografie, Posturomed, akcelerometr, gyroskop, I2C rozhraní, SPI rozhraní.

## **Abstract**

This thesis approaches the posturography methods that are part of rehabilitation procedures. Further attempts to prove whether the device Posturomed can be applied only to certain part of the body, which in this case is the knee joint. The part of thesis is plotting and interpretation of results and measured data in University Hospital Ostrava for patients only with the knee disorders. Further task is development of hardware for data acquisition during movement of patients with diseases of knee on Posturomed device and evaluation of these data.

## **Key words**

Posturography, Posturomed, accelerometer, gyroscope, I2C interface, SPI interface.

## Seznam použitých zkratek

CNS	Centrální nervová soustava
CFP	Centre of foot pressure
COF	Body's centre of force
ORL	Otothinolaryngologie
MEMS	Micro – Electro Mechanical Systems
I2C	Inter IC Bus
SPI	Seriál Peripheral Interface
GND	Ground
CMOS	Complementary Metal Oxyde Semiconductor
N-MOS	N-Channel Complementary Metal Oxyde Semiconductor
TTL	Transistor – Transistor – logic
SDA	Serial Data
SCL	Serial Clock
SS#	Slave Select
CS#	Chip Select
MISO	Master Input Slave Output
MOSI	Master Output Slave Input

# Obsah

<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Problematika posturometrie</b>	<b>2</b>
1.1 Hodnocení pohybu člověka	2
1.2 Posturografie	3
1.2.1 Statická posturografie	3
1.2.2 Dynamická posturografie	4
1.3 Posturomed	6
1.3.1 Problémy stávajícího řešení	9
1.4 Vykreslení dat pomocí Matlabu	10
1.5 Problematika kolenního kloubu	12
1.5.1 Vysvětlení klinické funkční segmentové nestability na kolenním kloubu	13
<b>2 Návrh a realizace měřicího systému pro zjištění polohy kolenního kloubu při vyšetření na zařízení Posturomed</b>	<b>14</b>
2.1 Akcelerometr	14
2.1.1 Obecný princip akcelerometrů MEMS	14
2.1.2 Zrychlení	16
2.2 Gyroskop	16
2.2.1 Obecný princip gyroskopů MEMS	17
2.3 Realizace měřicího řetězce	18
2.3.1 Umístění na pacientovi	18
2.4 LSM330DL	19
2.4.1 I2C rozhraní	19
2.4.2 SPI rozhraní	19
2.4.3 Možnosti nastavení parametrů LSM330DL	21
2.5 MCP2210	22
2.5.1 Realizace hardware	23
2.5.2 Realizace snímání dat	24
2.5.3 Aplikace pro snímání dat	27



<b>3 Korelace zjištěné polohy kolenního kloubu a měřených posturometrických dat a integrace výsledků do software pro zpracování posturometrických dat</b>	<b>30</b>
3.1 Popis měření	30
3.2 Vykreslení grafů naměřených hardwarem a přístrojem Posturomed	31
3.2.1 Všechny snímače umístěny na noze	31
3.2.2 Dva snímače na noze, třetí snímač umístěn na Posturomedu	34
3.2.3 Data ze snímače č. 1 vs. data z Posturomedu	37
3.3 Návrh 3D grafu pro FN Ostrava	39
<b>4 Návrh a realizace statistické analýzy posturometrických dat pro případnou studii FN Ostrava</b>	<b>41</b>
4.1 Pojmy	41
4.1.1 Rozdělení pravděpodobnosti	42
4.1.2 Výběrové charakteristiky	43
4.1.3 Charakteristika tvaru rozdělení	45
4.1.4 Grafické metody	45
4.2 Návrh a realizace statistické analýzy	46
<b>5 Zhodnocení dosažených výsledků</b>	<b>49</b>
5.1 Hardware	49
5.2 Měření	49
<b>Závěr</b>	<b>51</b>
<b>Literatura</b>	<b>52</b>
<b>Seznam příloh</b>	<b>53</b>
<b>Přílohy</b>	

# Úvod

Cílem diplomové práce je seznámit se s problematikou posturometrie. Jedná se jak o terapeutickou, tak i diagnostickou metodu, která se využívá v rehabilitacích. Pro vyšetření a zlepšení funkce rovnovážného systému těla existuje řada přístrojů, které vyhodnocují posturometrická data. Tato práce se zabývá možností použitím přístroje Posturomed pro vyšetření kolenního kloubu, v rámci jeho špatné funkce. Pro tuto možnost vyšetření byl navrhnut a realizován měřicí řetězec, který se skládá ze snímačů LSM330dl, obsahuje akcelerometr a gyroskop, a mikročipu MCP2210, který slouží jako převodník.

Práce je rozdělena do pěti kapitol. V první kapitole je seznámení s posturometrií, její problematikou a možnosti získávání dat, pro další zpracování. Druhá kapitola se zabývá principem akcelerometru, gyroskopu a jejich využitím pro realizaci hardwaru. V další kapitole je popsáno měření se sestaveným hardwarem a Posturomedem, vykreslení naměřených hodnot do grafů a návrh vykreslení 3D grafu pro stávající data, získaná z Posturomedu. Čtvrtá kapitola obsahuje základní pojmy ze statistiky a návrh postupu při statistické analýze pro případnou studii. V závěrečné, páté kapitole jsou shrnuty dosažené výsledky a případný vývoj do budoucna.

# 1 Problematika posturometrie

## 1.1 Hodnocení pohybu člověka

Lékařská praxe hodnotí pohyb člověka z několika hledisek:

- Fyzikální aspekt
- Funkční aspekt
- Účelový aspekt
- Klinický aspekt

Fyzikálním aspektem je pohlíženo na člověka jako na složitý stroj. Předpokladem je, že výstup systému závisí jen na jeho vstupním nastavení. Pohyb člověka je hodnocen z pohledu vzájemného silového působení, ve snaze hodnotit funkci svalů odděleně pro každý zvlášť. Velkým omezením je, že živé organismy nejsou deterministické, tedy výsledek nezávisí pouze na vstupních podmínkách, existuje neurčitost.

Funkční aspekt se zajímá o řízení pohybu z hlediska centrální nervové soustavy (CNS). Pohybové funkce jsou uloženy v paměti, neustále jsou měněny – přizpůsobení se prostředí nebo odlehčení části těla (po úrazu). Toto hodnocení vysvětluje individuální variabilitu pohybu.

Účelový aspekt se zabývá účelem pohybu, zajímá se ovlivněním z vnějšího prostředí.

Klinický aspekt je individuálním pohledem terapeuta, který sleduje funkční a strukturální poruchy. Lékařská praxe by se měla zabývat všemi těmito aspekty při hodnocení problémů pacienta, zvolit prioritu na základě subjektivních problémů pacienta na podkladě objektivních změn hodnotitelných přístrojově.

Při pohybu do určité polohy je třeba nastavit správně jednotlivé části těla a udržet je proti gravitaci. Tento úkon zajišťuje CNS, kde mozek s míchou fungují jako zpětnovazebný regulátor, který přijímá data z receptorů v těle a posílá zpět do svalů signály o změně nastavení. Při změně funguje kromě zpětné vazby i dopředné řízení. Obě složky musí mít správné nastavení, aby včas proběhla reakce na podněty z okolí.

Programy sloužící k udržení polohy proti gravitaci jsou posturální funkce, naopak při změně polohy mluvíme o fázické funkci. Fázická funkce motoriky má za úkol přesun tělesných segmentů z jednoho místa na jiné (požadované). Souhra posturální a fázické funkce se nazývá kontrakce. Pokud posturální funkce fungují špatně, pohyby neprobíhají dle stanoveného pořádku a to může vést až ke strukturálním změnám.

## 1.2 Posturografie

Obecný název posturografie zahrnuje techniky užívané ke kvantifikaci (hodnocení míry) a kvalitativnímu posouzení (určování charakteru) posturální rovnováhy. Posturální rovnováha neboli rovnováha stoje za statických (statická posturografie) nebo dynamických podmínek na pohybující se plošině (dynamická posturografie).

### 1.2.1 Statická posturografie

Statická posturografie je objektivní metoda hodnocení funkčního stavu lidské rovnováhy. Metoda je založena na principu měření výkyvů těžiště (tj. souřadnic centra opěrných sil – centre of foot pressure - CFP a body's centre of force - COF) během stoje vyšetřovaného. Výsledky je možno dokumentovat graficky a numericky, což umožňuje přesnější hodnocení poruchy rovnováhy, porovnávání a archivaci výsledků.

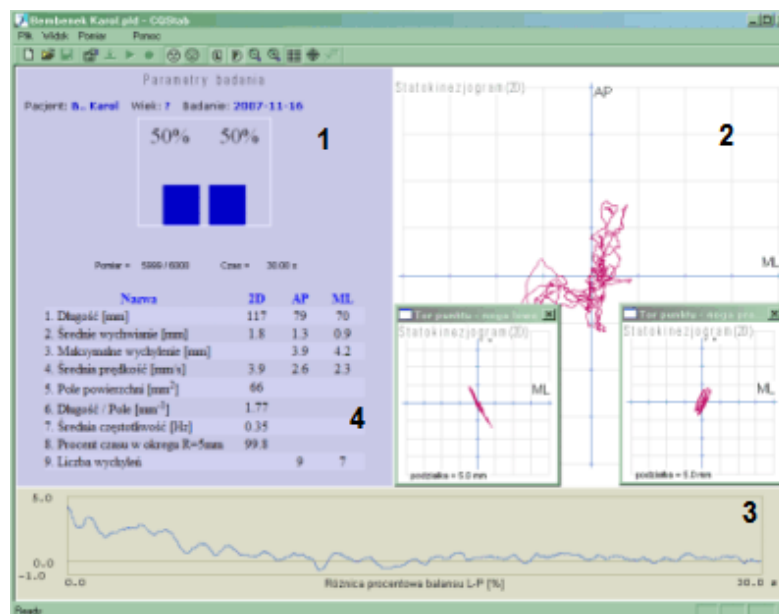
Vyšetření je založeno na analýze hodnot frekvenčního, vektorového charakteru a na hodnocení vizuální kontroly rovnováhy (tzv. Rombergovy kvocienty- vyšetření se nejprve provádí s otevřenýma očima a poté se zavřenýma). Při měření stojí pacient na posturografické plošině, která je podložena tenzometrickými snímači, jeden snímač v každém rohu plošiny, které jsou schopny zaznamenat změnu těžiště.

Výsledky vyšetření jsou zastoupeny ve formě diagramů – statokinesiogram nebo stabilogram. Statokinesiogram zobrazuje pohyb v tlakových centrech v souřadnicovém systému, ve kterém osa x znázorňuje pohyb zprava doleva a osa y směrem dopředu a dozadu. Stabilogram zobrazuje pohyb v tlakových centrech jako časovou funkci. Software umožňuje sledování získaných parametrů při vyšetření, ukládání výsledků, volitelné zobrazení údajů na obrazovce ve formě kartézských souřadnic s možností změny měřítka.



**Obr. 1** Stabilografická plošina CQ-Stabilograph [2]

Statická posturografie je vhodným doplňkem k vestibulárnímu vyšetření zejména u pacientů s poškozením CNS, není ale vhodná při hodnocení a stanovení diagnózy a vedení léčby. Použití metody je rozšířeno v neurologii, ORL (neuroorologii), rehabilitaci k posouzení rovnováhy. Hlavním přínosem je kvantifikace rovnováhy. [2],[3]



**Obr. 2** Ukázka programu pro vyhodnocení: 1- Zhodnocení rovnováhy pro pravou a levou nohu, 2- Statokinesiogram, 3- Stabilogram, 4- Výsledky poměru

### 1.2.2 Dynamická posturografie

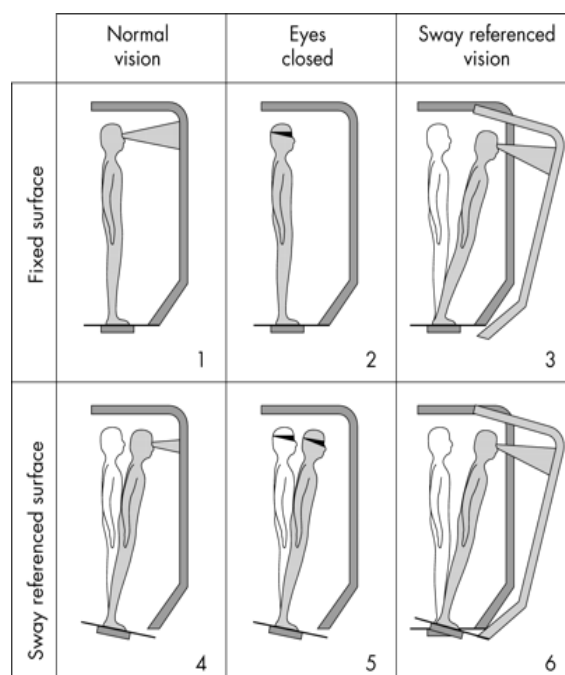
Dynamická posturografie se obecně liší od statické posturografie použitím pohyblivé horizontální plošiny. Pohyby pacienta jsou přenášeny v reálném čase. Plošina je ovládána pomocí elektrických motorů prostřednictvím počítače. Motory mohou plošinou pohybovat horizontálně a naklánět ji. Testovací protokoly posturografie vytváří sekvenci standardizovaných pohybů na posturografické plošině. Přístroj zohledňuje výšku a váhu pacienta. Software údaje sjednotí a vytvoří grafické znázornění a vyhodnocení, díky čemuž je poté možné srovnat výsledky vyšetření s běžnými hodnotami, případně mezi sebou u téhož pacienta nebo různými osobami. Testovací protokoly zahrnují tzv. smyslový organizační test, test motorické kontroly adaptační test. Jsou měřeny spontánní pohyby těla limitované časem a reakce vyvolané neočekávanými prudkými pohyby plošiny anebo okolního vizuálního prostředí. Dynamickou posturografii lze kombinovat s jinými technikami jako například elektronystagmografie (ENG) a elektromyografie (EMG).

Důvodem pro vyšetření na dynamické posturografii jsou závratě a poruchy rovnováhy. Dynamická posturografie není schopna rozlišit různé příčiny závratí, není schopna lokalizace léze ani testovat vestibulo-spinální reflexy. American Academy of Neurology (AAN, 1993) ji deklaruje jako slibnou metodu pacientů pro rehabilitaci, návrh léčby, hodnocení odpovědi na léčbu a hodnocení rizika vzniku pádů.



A

**Obr. 3** Dynamická posturografie EquiTest NeuroCom International



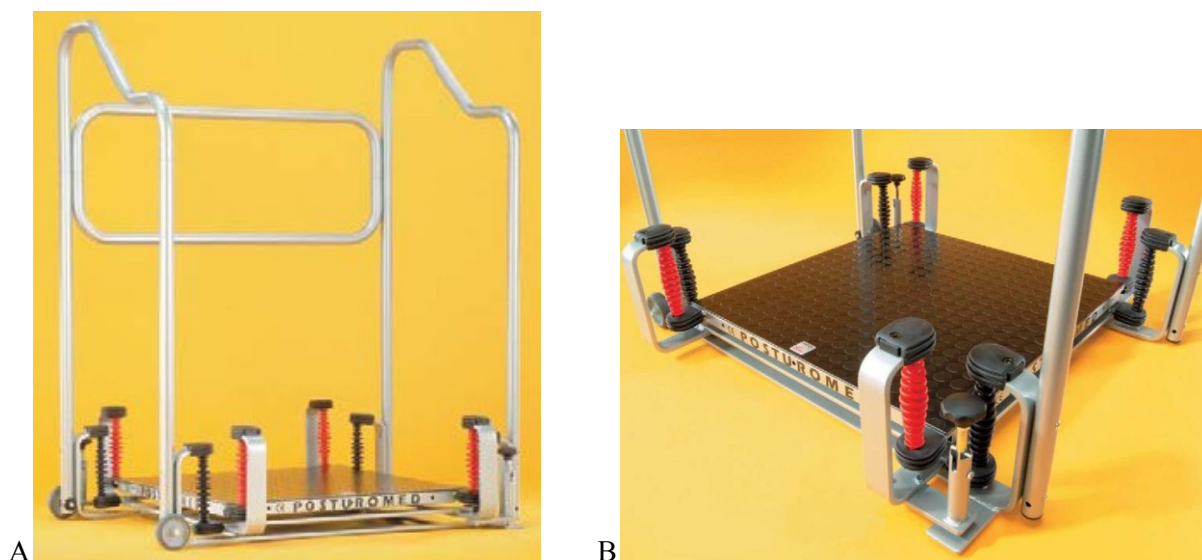
**Obr. 4** Ukázka měření na přístroji EquiTest NeuroCom International

### 1.3 Posturomed

Jedná se o terapeutickou pohyblivou plošinu v horizontálním směru, čtvercového tvaru (80x80cm), která je zavěšena v rozích na závěsech, dále se skládá ze dvou brzd a z rámu, kterého se pacient může přidržet při ztrátě stability. Lze nastavit stupeň obtížnosti a to odbrzděním jedné či obou brzd.

Plošina je určena pro terapii patologických posturálních reakcí, obzvláště intersegmentální instability nosných kloubů, při léčbě bolestí zad, a jako preventivní koordinační trénink. Posturomed byl vyvinut v roce 1993 MUDr. Eugenem Raševem ve spolupráci s německou firmou.

Cílem je dosažení kvalitnější koordinace všech svalových skupin, které zajišťují stabilitu stoje a balanci. Měla by se zlepšit i stabilita kloubů a funkční poruchy držení těla. Dochází ke zlepšení stavu po operacích kloubů a páteře, které jsou provázeny funkční nestabilitou.



**Obr. 5** A- Celkový pohled, B- Detail oscilujících elementů [4]

Měření na posturomedu je zahájeno při zaaretovaných brzdách. Pacient se postaví na plošinu bos, udělá pár kroků, aby získal informace o chování plošiny. Dalším krokem se jedna či obě brzdy odbrzdí (rozhodnutí závisí na terapeutovi). Pacient udělá tři kroky a poté zvedne pravou nohu, kde kyčelní kloub je ve flexi asi pod úhlem 45°, bérce je svěšen kolmo k zemi. Chodidlo by mělo být 10 až 15 cm nad plošinou, poté udělá opět tři kroky a nohy se vystřídají. Tento postup se opakuje celkem desetkrát – pět pro pravou a pět pro levou nohu. Mělo by se vždy začínat stojem na pravé noze. Každé měření stability při stoji na jedné noze musí nejprve začít stiskem tlačítka, které mačká terapeut.



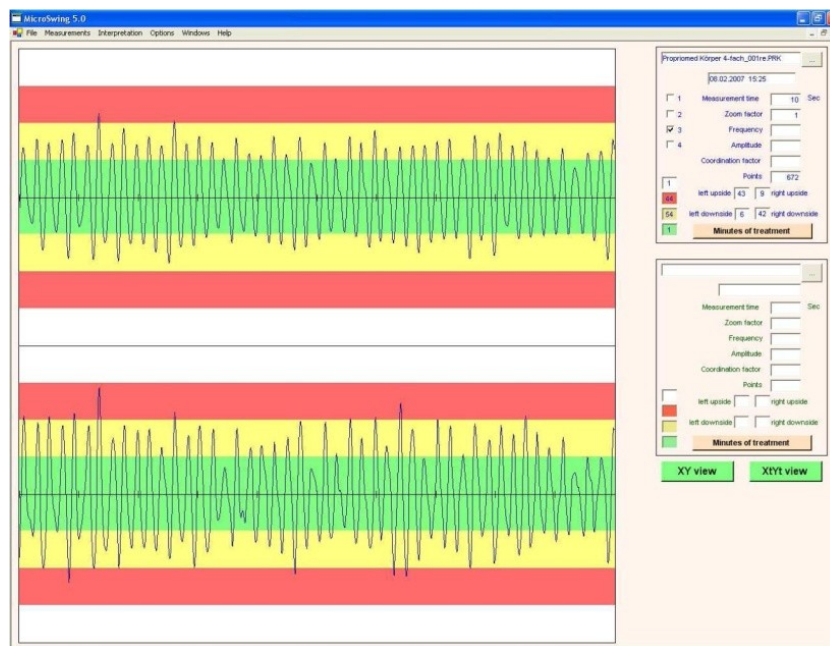
**Obr. 6** Ukázka špatného (A) a správného (B) postoje pro měření na Posturomedu [4]

Data jsou měřena pomocí akcelometru umístěného ze spodní strany plošiny ve středu, pomocí softwaru MicroSwing jsou data zobrazena a uložena. Software umožňuje zobrazit graf znázorňující pohyb po osách x a y a dále graf z časové oblasti.



**Obr. 7** Ukázka dat zobrazených do roviny XY [4]





**Obr. 8** Ukázka dat zobrazených v čase [4]

Při záznamu dat je možné v programu MicroSwing nastavit:

- Vzorkovací frekvenci 50-2 000 Hz.
- Dobu jednoho záznamu 1-30 s.
- Čas, po kterém zapne automatické měření: 0 – 100 s.

Struktura souboru je vždy stejná. Začátek souboru tvoří záhlaví se základními údaji, do kterého je možné vložit jméno, příjmení, věk, váhu, výšku a další informace o pacientovi. Záhlaví také obsahuje datum a čas měření. Důležitá je délka měření v sekundách, vzorkovací frekvence, celkový počet vzorků a zoom factor použitý při měření. Zoom factor slouží k softwarové změně měřítka u dat. Za záhlaví se ukládají záznamy s naměřenými údaji. V každém záznamu je uloženo pořadové číslo vzorku a x-ová a y-ová hodnota zrychlení pro daný vzorek.

[4]

Grossmann Pavel	Jméno Příjmení
14.4.2011	Datum měření
13:55	čas započatí měření
10	Doba stoje na jedné noze
100	Vzorkovací frekvence
800	Počet vzorků - 10 měření
800	
800	
800	
800	
800	
800	
800	
800	
Daten	
14	
7	
1	
4	
,1,	
1. Check	1. měření
0,-27,-150	číslo měření, x-ová souř.,y-ová souř.
1,29,-141	
2,82,-119	
3,131,-89	
4,166,-45	

**Obr. 9** Ukázka struktury souboru PSS

### 1.3.1 Problémy stávajícího řešení

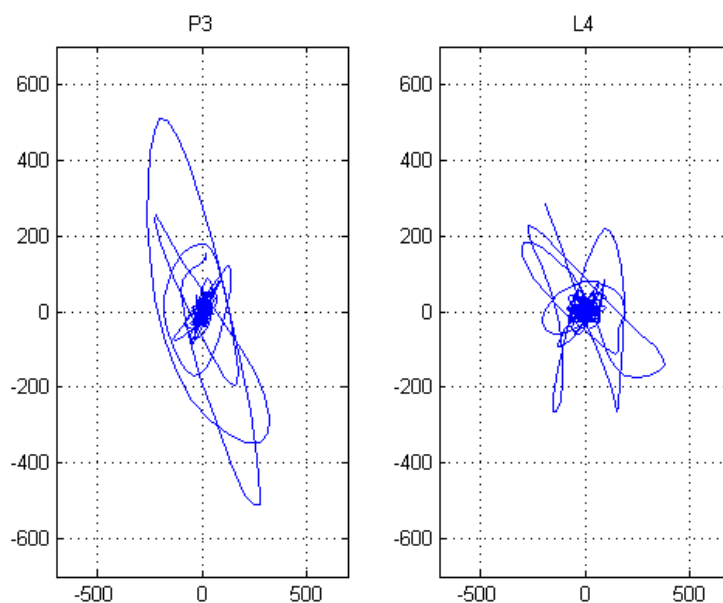
V zaznamenaném souboru nelze zjistit, za jakých podmínek byla data naměřena, tzn., zda byly brzdy zabrzděny, nebo pouze jedna či obě odbrzděny.

Jak již bylo zmíněno výše, při měření se mačká tlačítko, aby bylo měření započato. Při tomto kroku, ale dochází ke zpoždění. Zpoždění může být způsobeno pomalou reakcí terapeuta a také špatnou funkčností tlačítka. Dále při zaznamenání chyby není jasný princip náhrady měření, což poté může znamenat záměnu pravé nohy za levou a naopak.

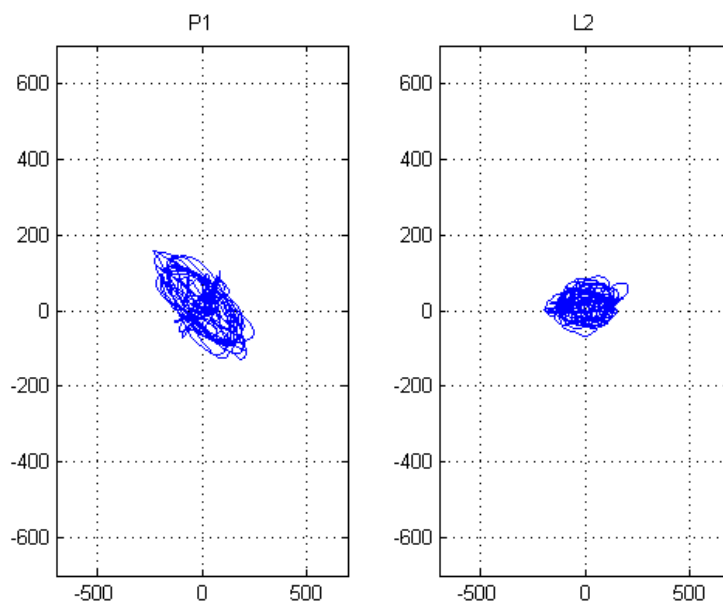
Software vykreslí data pouze do roviny XY a po té v časové oblasti. Naměřené hodnoty pro pravou a levou nohu nelze vykreslit v rovině XY, lze je vykreslit pouze v časové oblasti.

## 1.4 Vykreslení dat pomocí Matlabu

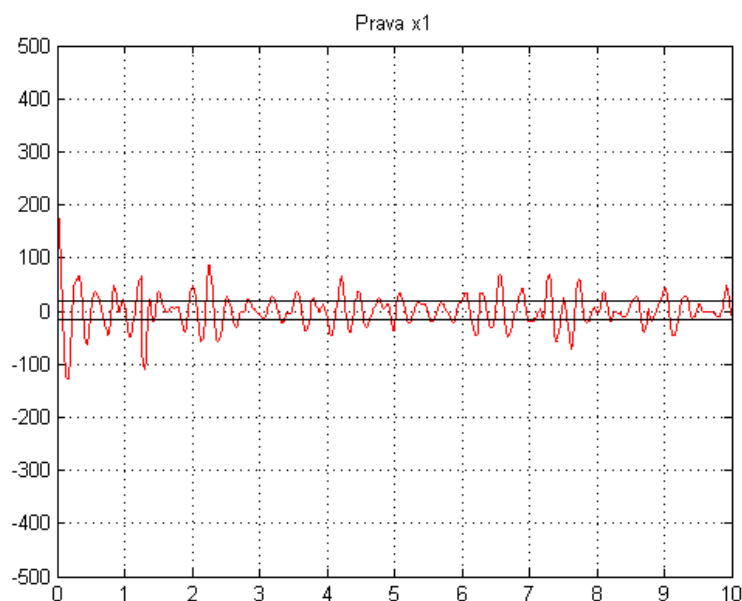
Soubory, v programu MicroSwing jsou ukládány s příponou \*PSS (měření stability pravé a levé nohy po deset měření) a \*PLR (měření stability stoje – zabrzděné brzdy, jedno měření pro pravou a levou nohu). Soubory lze otevřít v programu Poznámkový blok, který je dále možno načíst Matlabem.



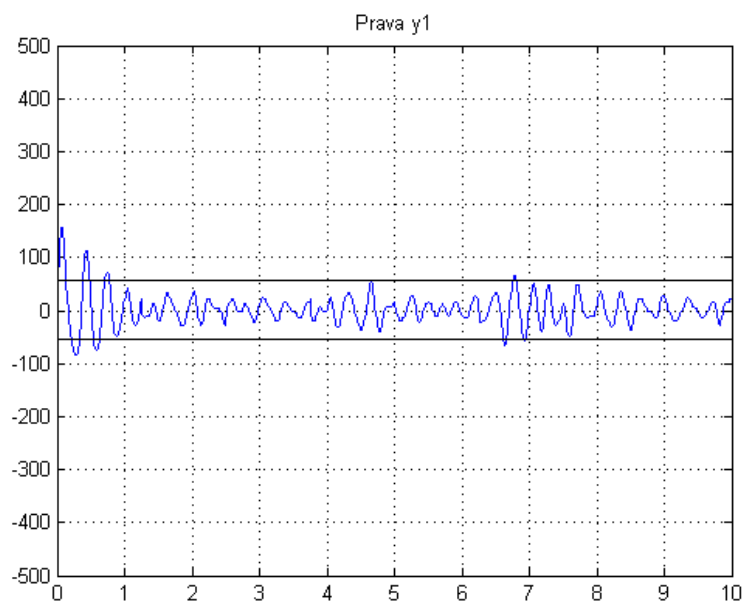
**Obr. 10** Ukázka vykreslení dat ze souboru PSS (P3 - pravá noha 3. měření, L4 – levá noha 4. měření)



**Obr. 11** Ukázka vykreslení dat ze souboru PLR, stoj pravá a levá noha.



**Obr. 12** Ukázka časového průběhu pro souřadnice x pravé nohy



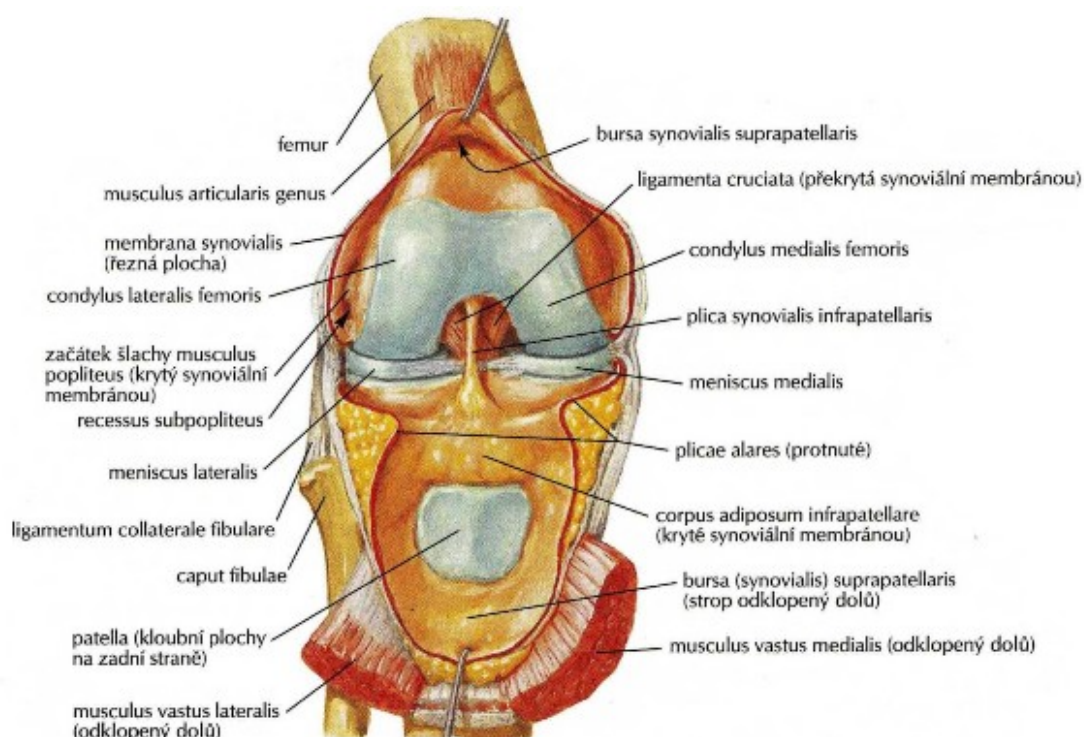
**Obr. 13** Ukázka časového průběhu pro souřadnice y pravé nohy

Grafy časového průběhu by měly znázorňovat dobu ustálení kmitů. Pro snadnější analýzu a rychlejší hodnocení pacientů je v každém grafu znázorněna přímkou, která je vypočítaná z hodnot grafu. Jedná se o 15% z maximální amplitudy pro kladnou a zápornou polorovinu. Na základě této přímkou, lze určit, zda byl pacient na plošině stabilní či nestabilní, bohužel ne jednoznačně. Pokud počet ustálení je ve větší míře pod touto hranicí, lze považovat pacienta za stabilního. V opačném případě je pacient nestabilní.

Zobrazení naměřených dat v rovině XY nám ukazuje, jak se pohyboval akcelerometrický senzor v této rovině. Na této analýze pohybu lze vypočítat, v jak velkých amplitudách pacient kmital na plošině. Zhuštěný počet elips ve středu soustavy souřadnic znázorňuje ustálení. Z grafu je možné i zhruba odhadnout směr vychýlení, ale je to subjektivní pohled. Proto FN Ostrava, požádala o pomoc při zjištění přesnější výchylky pro zlepšení rehabilitační léčby, zvláště pacientů po operaci kolene.

## 1.5 Problematika kolenního kloubu

Kolenní kloub patří mezi jeden z nejsložitějších kloubů v lidském těle a má největší možnost rozsahu pohybu.



Obr. 7 Koleno v mírné flexi, pohled zepředu [5]

### 1.5.1 Vysvětlení klinické funkční segmentové nestability na kolenním kloubu

Z hlediska funkčnosti je koleno pohybový segment. M. rectus femoris je dvoukloubový sval = polysegmentální sval. Z klinického hlediska se jedná o typický příklad tonického svalu. Mm. vasti jsou (inter-) segmentální svaly kolenního kloubu. Jsou to typické fázické svaly a reagují inhibicí = funkčním oslabením.

Funkční nestabilita kolenního kloubu způsobuje, že jsou mm. vasti pro statickou činnost často aktivovány příliš pozdě a že v tomto případě musí m. rectus femoris převzít větší část statické funkce. Klinicky reaguje tak, že začne být hypertonický a začnou se na něm vytvářet spoušťové body, případně pocítujeme bolest svalového úponu. Jinými slovy je funkčně zkrácený, což potom mění biomechaniku kolenního kloubu. Změní se protačivě-klouzavé pohyby kolenního kloubu a kvůli dlouhodobým změnám v kloubních tlacích dojde k „přeprogramování“ degenerativního onemocnění kloubu (artróza). [4]



**Obr. 14** Funkční přelepení páskou na inhibovaném m. vastus medialis [4]

## 2 Návrh a realizace měřicího systému pro zjištění polohy kolenního kloubu při vyšetření na zařízení Posturomed

### 2.1 Akcelerometr

Akcelerometr patří mezi méně známé, ale v dnešním průmyslu dosti užívané senzory. Obecně se dá říci, že se jedná o senzory měřící dynamické zrychlení (akceleraci), resp. sílu vzniklou změnou rychlosti pohybujícího se předmětu (senzoru), nebo statické zrychlení, resp. sílu vzniklou působením gravitace (přitažlivostí) Země. Mezi měření dynamického zrychlení patří i detekce vibrací.

Na trhu se nachází mnoho firem nabízející různé akcelerometry v různých provedeních např. STMicroelectronics, DELPHI, Kionix, ICSensors, Honeywell, Freescale a jiné.

Podle principu měření zrychlení se akcelerometry dělí na:

- ❖ Akcelerometry se seizmickou hmotou
- ❖ Tepelné akcelerometry
- ❖ MEMS kapacitní akcelerometry

Akcelerometry se seizmickou hmotou se dělí na piezoelektrické a piezorezistivní akcelerometry. Kapacitní MEMS akcelerometry se mohou dělit podle počtu os, ve kterých se měří zrychlení, tzn. jednoosé, dvouosé a tříosé. Mezi výhody MEMS akcelerometrů patří možnost měření velmi nízkých hodnot  $g$ , nárazová odolnost až 10000 $g$  (termín Shock Survival), nízké napájecí napětí (3V), malé rozměry. [15]

#### 2.1.1 Obecný princip akcelerometrů MEMS

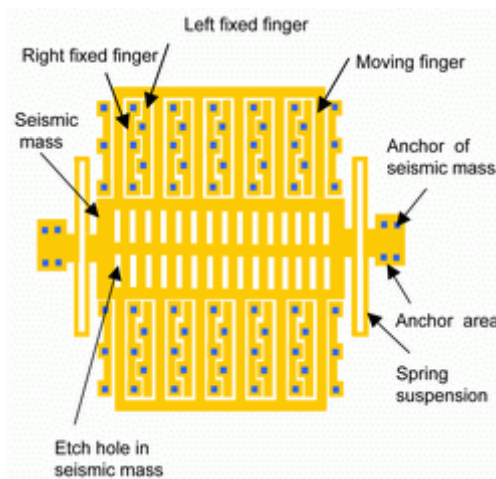
Pro měřící řetězec byl vybrán 3D akcelerometr s 3D gyroskopem LSM330DL od společnosti STMicroelectronics. Tento model může komunikovat s PC pomocí dvou rozhraní a to I2C a SPI. Akcelerometr je vyroben technologií MEMS (Micro-Electro Mechanical Systems), která umožňuje konstrukci elektronických i mechanických struktur o velikostech jednotek  $\mu m$  na jedné ploše čipu.

Struktura a funkce tohoto akcelerometru je založena na proměnné kapacitě tříelektrodového vzduchového kondenzátoru. Využívá se zde nelineární závislosti kapacity  $C$  na vzdálenosti elektrod kondenzátoru  $d$  (velikosti vzduchové mezery) dle vzorce:

$$C = k \cdot \frac{S}{d} \quad (1)$$

- $C$  – velikost kapacity [ $F$ ]
- $k$  – citlivostní konstanta
- $S$  – plocha elektrod [ $m^2$ ]
- $d$  - velikost vzduchové mezery [ $m$ ]

K měření kapacity se využívá metody spínaných kondenzátorů, které jsou řízeny číslicovou logikou a generátorem spínaného hodinového signálu. Dochází k převodu změny kapacity na změnu napětí. Toto je následně linearizováno a filtrováno opět obvody se spínanými kondenzátory a nakonec se provádí kompenzace vlivu teploty. Výsledkem je lineární, zesílený a kompenzovaný napěťový signál s definovanou převodní konstantou – citlivostí. Konstanta podává informaci, o kolik se musí změnit hodnota měřeného zrychlení, aby došlo ke změně výstupního napětí o 1V. Vše se provádí zvlášť pro každou osu snímání (kanál). [6]



**Obr. 15** Schematicky znázorněná mechanická MEMS struktura akcelerometru [7]

Vychází se ze základního vztahu pro působení síly při zrychlení  $F = m \cdot a$ , kde  $F$  je síla vzniklá působením zrychlení  $a$  na hmotu  $m$  (Seismic mass). Síla se pak přes pružiny (Spring suspension) převádí na posuv nosníčku (Seismic mass), jejíž některé části tvoří pohyblivé elektrody vzduchového kondenzátoru (Moving finger). Jejich pozice vůči levým pevným elektrodám (Left fixed fingers) a pravým pevným elektrodám (Right fixed fingers) určuje elektronicky měřenou hodnotu kapacity takto vzniklého kondenzátoru. Nosníková struktura (Seismic mass) a pružiny se vyrábí leptáním polykrystalického křemíku (polysilicon), přičemž s postupným vývojem dochází k postupnému protahování pohyblivých elektrod ve směru kolmém na měřenou osu z dřívějších jednotek mikrometrů až na desítky mikrometrů. Díky tomu je možné několikanásobně protáhnout délku elektrod a tím získat lepší odstup signál/šum, menší křížovou citlivost (např. vliv zrychlení v ose X na osu Y) a hlavně odezvu na změnu velikosti zrychlení. Do budoucna se již také počítá nahrazením polySi krystalickým křemíkem. [7]



### 2.1.2 Zrychlení

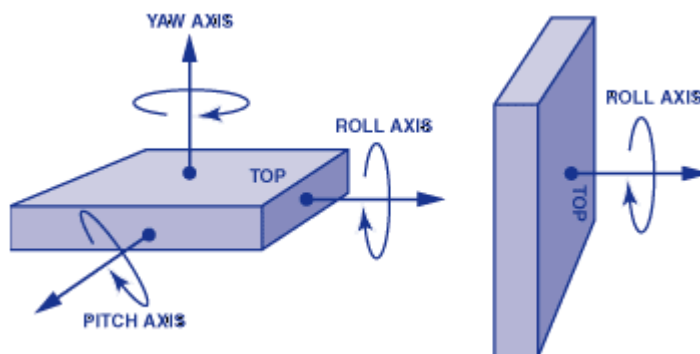
Jedná se o vektorovou veličinu, která popisuje jakým způsobem se mění rychlost tělesa v čase. Zrychlení je definováno jako druhá derivace polohy podle času anebo také jako první derivace rychlosti podle času.

$$\vec{a} = \frac{d^2\vec{x}}{dt^2} = \frac{d\vec{v}}{dt} \quad (2)$$

- $\vec{a}$  – vektor zrychlení [ $m \cdot s^{-2}$ ]
- $\vec{x}$  – vektor polohy [ $m$ ]
- $t$  – čas [ $s$ ]
- $\vec{v}$  – vektor rychlosti [ $m \cdot s^{-1}$ ]

## 2.2 Gyroskop

Jedná se o zařízení využívané v navigaci. Používá se zejména u letadel a balistických raket, i v torpédu je gyroskop. Mohou být také využity ke stabilizaci obrazu ve fotoaparátech, dalekohledech apod. přístrojích. Přístroj obsahuje setrvačnick, který zachovává polohu osy své rotace v inerciálním prostoru. Přesnost gyroskopu závisí na stabilitě udržení jeho otáček. Precizní gyroskopy při regulaci otáček pohonu setrvačnicku využívají i optických snímačů. Dříve se gyroskopy skládaly jen z mechanických částí, dnes však obsahují kromě mechanického měřicího systému i vyhodnocovací elektronické obvody, logické systémy. Výstupy můžou být analogové, digitální nebo obojí. [9]



**Obr. 16** Možnosti měření natočení a rotace [9]

### 2.2.1 Obecný princip gyroskopů MEMS

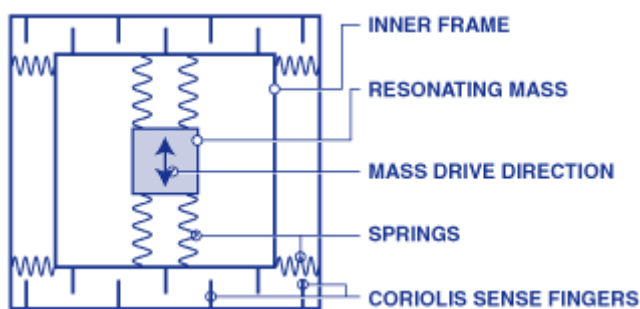
Gyroskopy jsou obecně určené pro měření úhlové rychlosti, tzn. údaj o tom, jak se měřený objekt rychle otáčí, v jednotkách stupňů za sekundu [ $^{\circ}/s$ ]. Rotaci je možné typicky měřit vzhledem k jedné ze tří os  $z$ ,  $y$ ,  $x$ , někdy označované jako svislá (kolmá) osa (yaw axis), příčná osa (pitch axis) a podélná osa (roll axis) - viz. Obr. 15. Gyroskopy, vyráběné jako integrované MEMS obvody pracující na principu Coriolisovy síly, měří pouze v jednom směru - kolmém na plochu chipu (yaw axis). Pro jiné směry je nutné zajistit správné natočení a umístění součástky.

Coriolisova síla je tzv. virtuální síla, která působí na libovolný hmotný předmět či objekt, který se pohybuje rychlostí  $\vec{v}$  v soustavě rotující kolem osy rotace úhlovou rychlostí  $\vec{\omega}$ . [9]

$$F_c = -2 \cdot m \cdot \vec{v} \times \vec{\omega} \quad (3)$$

- $F_c$  – Coriolisova síla
- $m$  – hmotnost tělesa
- $\vec{v}$  – vektor rychlosti
- $\vec{\omega}$  – vektor úhlové rychlosti
- $\times$  – vektorový součin

Při praktickém použití Coriolisovy síly v integrovaných gyroskopech se využívá technologie MEMS, kde se vytváří na chipu spolu s elektrickými obvody i mechanické mikrosoučásti, které tvoří samotný snímač. Různí výrobci používají odlišné struktury, ale základní princip je vždy podobný.

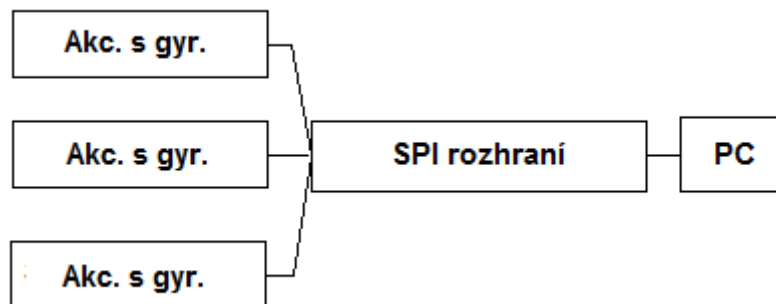


**Obr. 17** Zjednodušená struktura snímače MEMS gyroskopu [9]

Základ tvoří rezonující struktura (resonating mass) upevněná v rámu (inner frame), která se vlivem vlastní mechanické rezonance, zde reprezentované pružinami (springs), pohybuje v uvedeném směru (Mass drive direction) - kolmém na směr otáčení (viz. Obr. 16.). Přitom vzniká Coriolisova síla úměrná úhlové rychlosti otáčení, která stlačí vnější pružiny rámu a způsobí vzájemný posuv měřících plošek (Coriolis sense fingers) fungujících jako elektrody vzduchových kondenzátorů. Výstup je tedy změna kapacity úměrná úhlové rychlosti otáčení [ $^{\circ}/s$ ]. [9]

## 2.3 Realizace měřicího řetězce

Měřicí řetězec se skládá z akcelerometru s gyroskopem (typ LSM330DL), SPI rozhraním (MCP2210), které přenáší data a příkazy mezi PC a akcelerometry s gyroskopem.



Obr. 18 Blokové schéma měřicího řetězce

### 2.3.1 Umístění na pacientovi

Na pacientovi budou umístěna měřicí zařízení a to na třech místech:

- Oblast kotníku
- Oblast kolene
- Oblast stehna (cca do poloviny stehenní kosti)



Obr. 19 Návrh umístění jednotlivých měřicích zařízení

## 2.4 LSM330DL

Jedná se o systém, který obsahuje 3D akcelerometr a 3D gyroskop. Je vyráběn společností STMicroelectronics.

Vlastnosti:

- ❖ Analogové napájecí napětí 2,4V až 3,6V
- ❖ Digitální napájecí napětí I/O, 1,8
- ❖ Režim nízké spotřeby
- ❖ Možnost nízkého napájecího módu
- ❖ 3 nezávislé kanály zrychlení a 3 úhlové kanály
- ❖ Možnost volby dynamického rozkmitu akcelerometru
- ❖ Možnost volby dynamického rozkmitu gyroskopu
- ❖ Komunikace po SPI nebo I2C (16 bitový výstup dat)

Aplikace:

- ❖ GPS navigační systémy
- ❖ Vstupní zařízení her a virtuálních realit
- ❖ Monitorování vibrací
- ❖ Detekce volného pádu

[10]

### 2.4.1 I2C rozhraní

Sběrnice I2C patří mezi sériové rozhraní, které bylo představeno společností Philips jako jednoduchý a levný prostředek propojování mikročipů spotřební elektroniky. Toto rozhraní je praktické pro aplikace s malou výměnou dat (např. při konfiguraci různých zařízení). Specifikace sběrnice I2C definuje protokol obousměrného přenosu dat po dvou linkách. Na specifikaci I2C jsou založeny sběrnice ACCESS.Bus a SMBus.

Inter IC Bus, zkráceně I2C, je synchronní sériová sběrnice, která poskytuje obousměrný přenos dat mezi připojenými zařízeními. Sběrnice se zaměřuje na 8bitové přenosy. Data lze přenášet v režimu jedné adresy do vybraného zařízení, tak i v režimu rozhlašování. Úrovně signálu jsou standardní a kompatibilní s běžně používanou logikou typu TTL, CMOS a N-MOS typu +5V i 3,3V (a nižších). Rozhraní I2C používá tři vodiče: GND a dvě signální linky – SDA (Serial Data) a SCL (Serial Clock).

[8]

### 2.4.2 SPI rozhraní

Rozhraní SPI (Seriál Peripheral Interface – sériové periferní rozhraní), které se také označuje jako Microwave, je synchronní rozhraní se čtyřmi vodiči a samostatnými linkami pro vstupní a výstupní data. Zajišťuje komunikaci mezi řadiči a periferními a paměťovými mikročipy. Slouží k programování mnoha typů mikropočítačů s programovatelnou logikou, které se používají v různých modulech počítačů a periferních zařízeních. V porovnání se sběrnici I2C poskytuje sběrnice SPI vyšší přenosovou rychlost dat. Hodinová frekvence může dosahovat 5MHz (v závislosti na připojených

zařízení). Během každého synchronizačního hodinového impulsu lze navíc souběžně vysílat i přijímat datový bit.

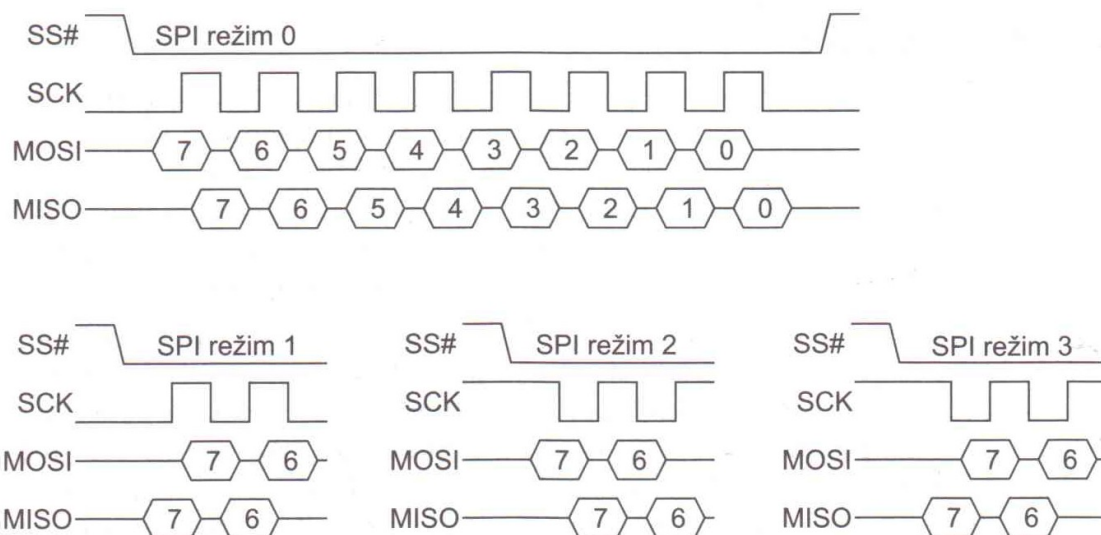
Rozhraní má tři povinné signály (čtvrtým vodičem je GND):

- ❖ SCK (Serial Clock) – synchronizační signál, kterým vedoucí zařízení vzorkuje jednotlivé datové bity
- ❖ MOSI (Master Output Slave Input) – data výstupu vedoucího zařízení a vstupu podřízeného zařízení
- ❖ MISO (Master Input Slave Output) – data vstupu vedoucího zařízení a výstupu podřízeného zařízení

Lze použít signály SS# (Slave Select – výběr podřízeného) nebo CS# (Chip Select – výběr čipu): Podřízené zařízení musí reagovat na signály rozhraní a umístit výstupní data na linku MISO pouze tehdy, má-li tento signál nízkou úroveň. Pokud je vysoký musí se výstup MISO dát do stavu s vysokou impedancí. Pomocí signálu SS#, které vedoucí zařízení generuje samostatně pro každé řízené zařízení, může vedoucí zařízení vybrat jedno z podřízených jako partnera pro transakci. Výsledkem je hybridní topologie sběrnice. S ohledem na signály SCK, MOSI, MISO je topologie sběrnice sběrnice, zatímco vzhledem k signálu SS# se jedná o topologii hvězdicovitého typu, kde centrum tvoří vedoucí zařízení.

Data se přenášejí počínaje nejvýznamnějším bitem. Zařízení mohou pracovat s různými režimy výměny (SPI režim 0, ... SPI režim 3), které se liší fází a polaritou synchronizačních signálů.

[8]



**Obr. 20** Formáty přenosů rozhraní SPI [8]

V prvním případě je indikátorem začátku přenosu pro podřízené zařízení pokles signálu SS#, zatímco jako indikátor konce přenosu slouží jeho náběh. Ve druhém případě je začátek přenosu určen prvním náběhem (poklesem) signálu SCK a signál SS# musí být trvale udržován na nízké úrovni.

Druhá verze se někdy upřednostňuje pro dvoubodovou synchronizaci. Mikrořadiče s hardwarovým portem SPI mohou zpravidla vybrat režim pomocí softwaru. Obecně platí, že vedoucí zařízení odešle kód operace a adresovou informaci do zařízení přes linku MOSI a poté následují data. V operaci zápisu jsou data odeslána vedoucím zařízením po stejné lince, zatímco v případě čtení je podřízené zařízení odešle přes linku MISO. Vedoucí zařízení udržuje linku SS# aktivní po dobu trvalé transakce. Počet potřebných synchronizačních hodinových impulsů závisí na formátu příkazu. [8]

### 2.4.3 Možnosti nastavení parametrů LSM330DL

Parametr	Test conditions	Typ	Unit
Linear acceleration measurement range (- Rozkmit akcelerometru (lineární zrychlení))	FS bit set to 00	±2	g
	FS bit set to 01	±4	
	FS bit set to 10	±8	
	FS bit set to 11	±16	
Angular rate measurement range (- Úhlová rychlost rozkmit)	FS bit set to 00	±250	dps
	FS bit set to 01	±500	
	FS bit set to 10	±2000	
Linear acceleration sensitivity (- Citlivost akcelerometru)	FS bit set to 00	1	mg/digit
	FS bit set to 01	2	
	FS bit set to 10	4	
	FS bit set to 11	12	
Angular rate sensitivity – (Citlivost úhlové rychlosti)	FS bit set to 00	12	21ops/digit
	FS bit set to 01	8.75	
	FS bit set to 10	17.5	

**Tab. 1** Možnosti nastavení akcelerometru a gyroskopu [10]

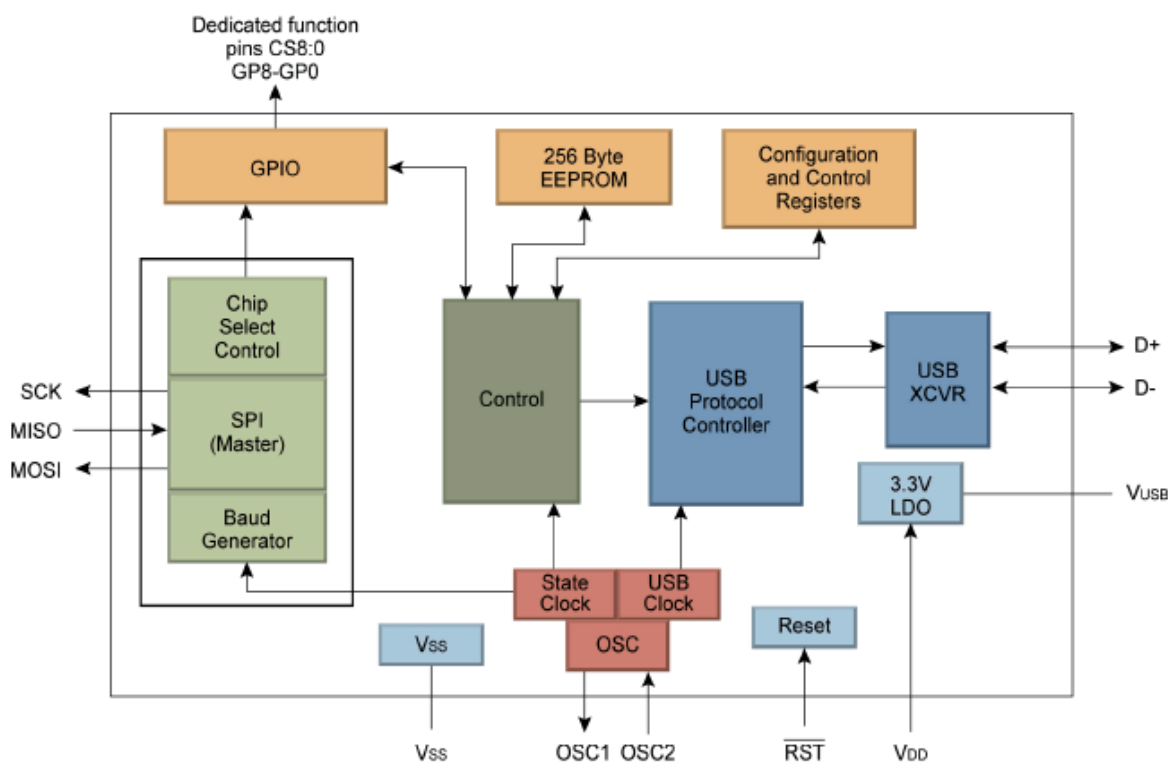
## 2.5 MCP2210

Mikročip MCP2210 od firmy Microchip představuje integrovaný obvod, který je vhodný pro připojení SPI obvodů k osobním počítačům. Obvod pracuje jako master na SPI sběrnici a podporuje rychlosti od 1500 bitů za sekundu do 12 Mbit za sekundu. Převodník je třídy HID a je podporován systémy Windows, Linux a MacOS.

Vlastnosti:

- ❖ USB 2.0 s podporou Full-Speed USB (12Mb/s)
- ❖ HID (human interface device) zařízení
- ❖ 128 bytový buffer pro práci s daty, z toho 64 bytů pro vysílání a 64 bytů pro příjem
- ❖ Napájení přes USB nebo vlastní
- ❖ Konfigurační nástroj pro vlastní nastavení
- ❖ Podporuje 4 SPI módy běhu s přenosy rychlostí od 1500 bitů do 12Mbitů za sekundu
- ❖ Nastavitelné zpoždění pro SPI transakce
- ❖ Délka jedné transakce až 65535 bytů
- ❖ 9 I/O pinů, které lze použít jako CS (chip select) nebo jako signalizační

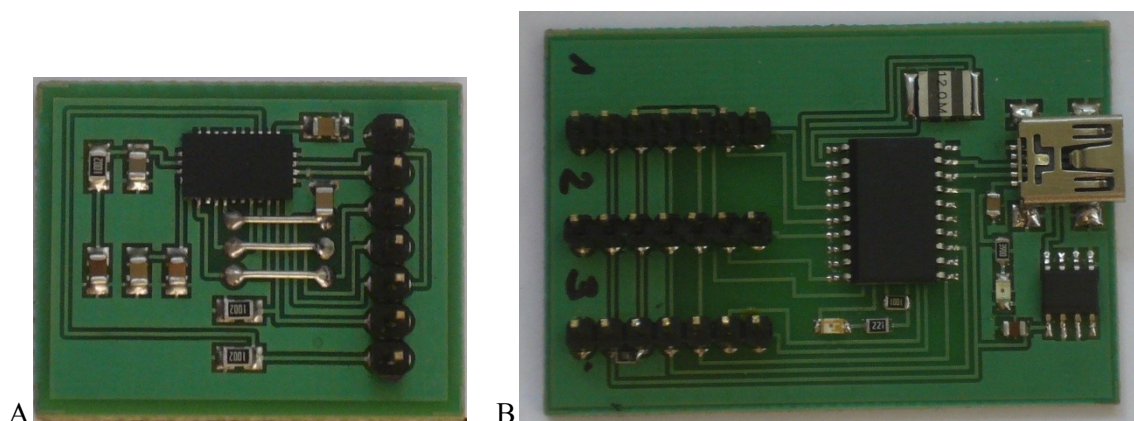
[11]



Obr. 21 Blokové schéma MCP2210 [11]

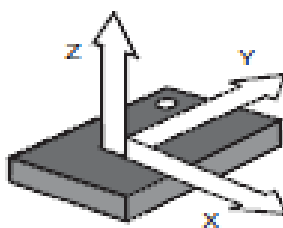
### 2.5.1 Realizace hardwaru

Hardware se skládá ze čtyř desek plošných spojů a to z jedné desky SPI rozhraní (MCP2210) a tří desek obsahující snímač LSM330DL, tyto desky jsou shodné. Schéma zapojení pro MCP2210 je uvedeno v Příloze I a schéma zapojení pro LSM330DL v Příloze 2. Celý hardware je napájen z USB počítače.



**Obr. 22** DPS LSM330DL (A), DPS MCP2210 (B)

Na desce plošného spoje MCP2210 jsou umístěny dvě LED diody. Zelená dioda signalizuje, že je deska připojena k PC a tím je i napájena. Červená LED dioda signalizuje přenos dat, při komunikaci tato dioda bliká.

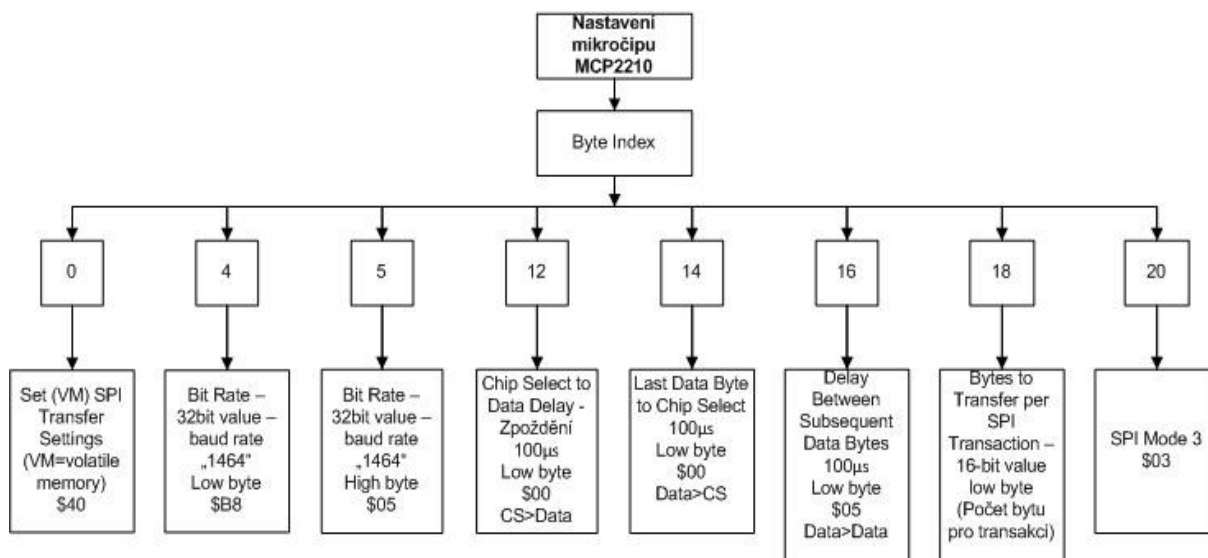


**Obr. 23** Zobrazení os – LSM330DL položen na rovné ploše (např. stůl) [10]



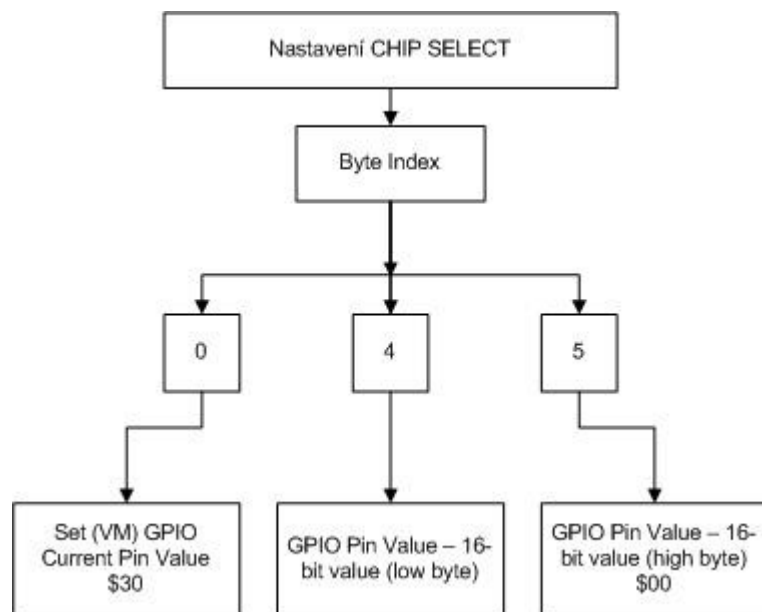
## 2.5.2 Realizace snímání dat

Snímání dat probíhá přes SPI rozhraní, které je realizováno mikročipem MCP2210. Prvním krokem ke snímání dat je nastavení samotného mikročipu. Nastavení je popsáno na Obr. 24, byte index označuje byte, na kterém se nastavuje požadovaná vlastnost. Vlastnost je nastavená pomocí čísel v hexa soustavě. Příklad: nastavení přenosu nezávislých energetických pamětí v byte indexu 0 symbolizuje hexa číslo 0x60 (\$60). Tyto vlastnosti jsou udány v datasheetu v tabulce č. 3-35 Command 1 Structure (Příloha III).

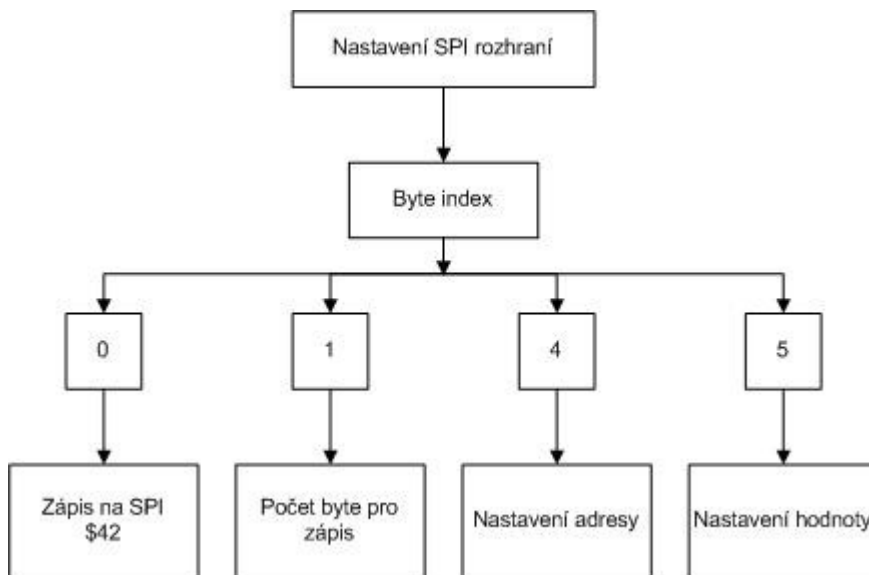


**Obr. 24** Blokové schéma nastavení mikročipu pro přenos

Dále je potřeba nastavit Chip Select, který se nastavuje v rámci mikročipu, také pomocí byte indexu. Toto nastavení je uvedeno v datasheetu tabulka 3-48 Command Structure (Příloha IV).



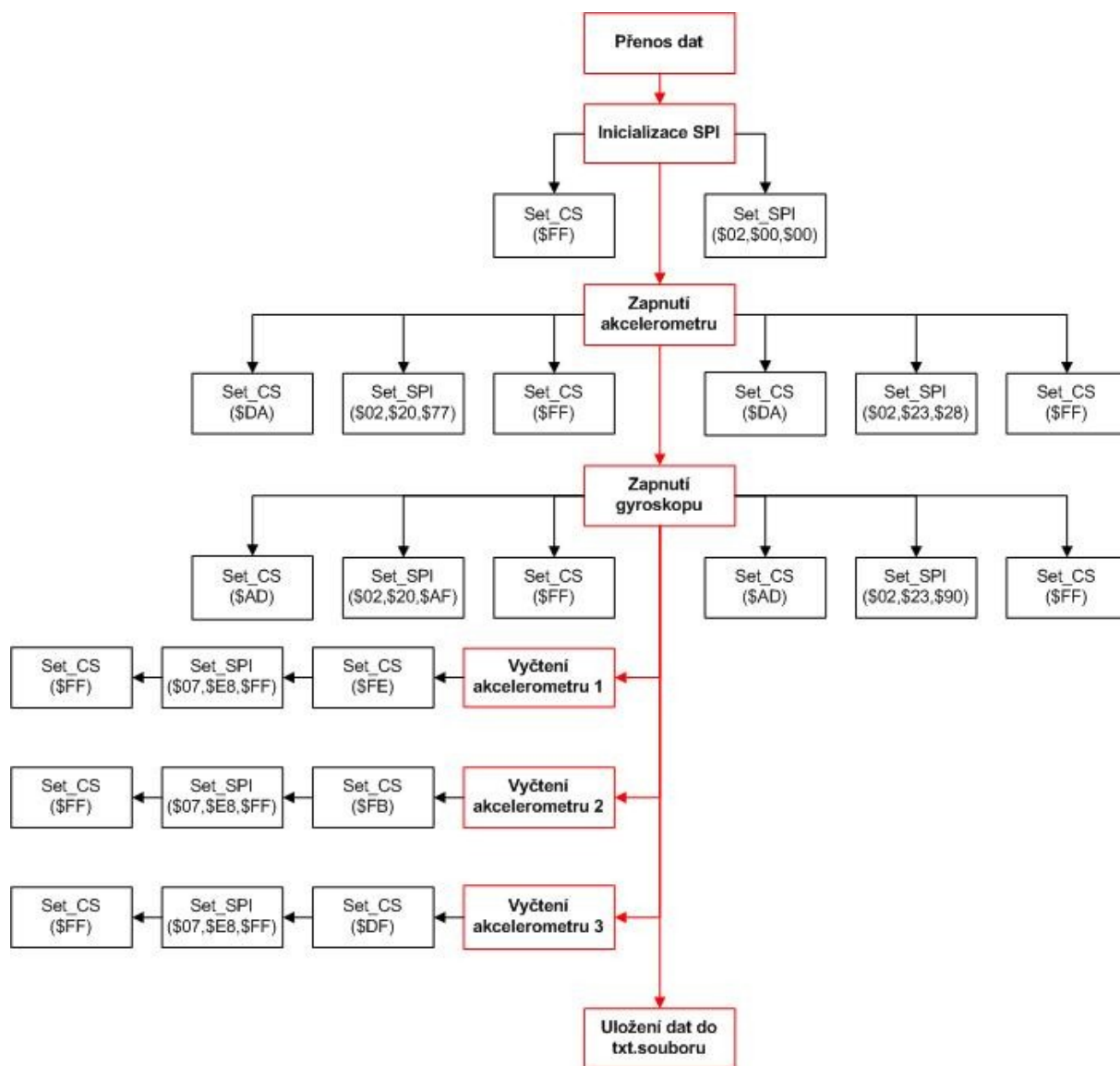
**Obr. 25** Blokové schéma nastavení Chip Select (Set\_CS) pro MCP2210



**Obr. 26** Blokové schéma nastavení SPI (Set\_SPI) rozhraní pro MCP2210

Na Obr. 26 je znázorněno nastavení samotného SPI rozhraní, které je nastaveno stejným principem jako nastavení Chip Selectu a nastavení MCP2210.

Diagram na Obr. 27 představuje popis nastavení přenosu dat přes jejich snímání až po uložení do souboru s příponou txt.



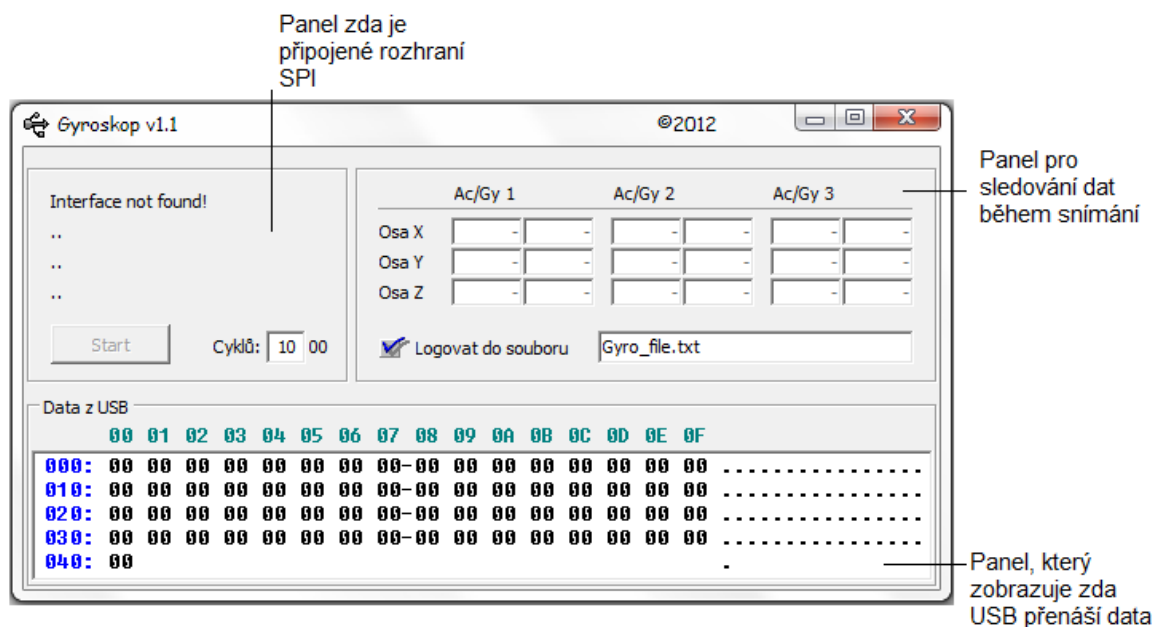
**Obr. 27** Přenos dat mezi LSM330DL, MCP2210 a PC – úprava vyčtení pouze akcelerometrů

[10,12]

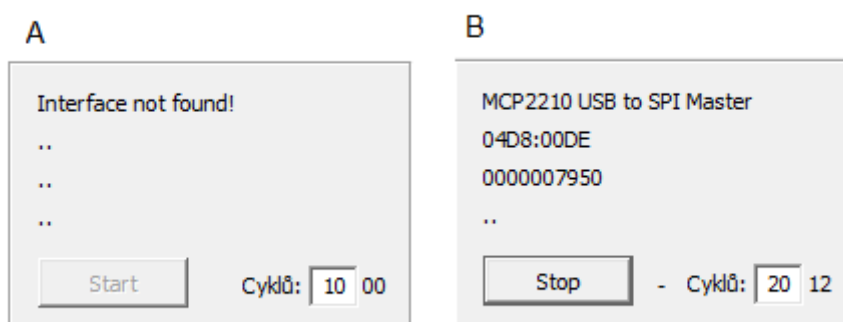
Data jsou převáděna z jednotlivých snímačů pomocí cyklu. Jeden cyklus představuje převod hodnot ze všech snímačů, tzn. že během jednoho cyklu se vyčte devět hodnot (Snímač č. 1 – X, Y, Z, snímač č. 2 – X, Y, Z, snímač č.3 – X,Y,Z). Při snímání hodnot i z gyroskopu bude celkem přenášeno cca 18 hodnot. Přidají se ještě hodnoty X, Y, Z z jednotlivých gyroskopů. Z důvodu malého počtu snímaných hodnot, se upustilo od přenosu hodnot z gyroskopu. Akcelerometr je nastaven na rozkmit  $\pm 8g$ .

### 2.5.3 Aplikace pro snímání dat

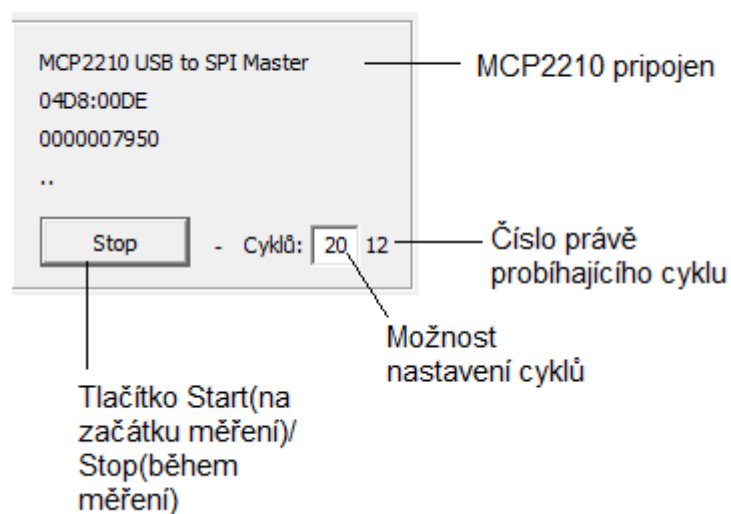
Pro snímání dat byla udělána aplikace s názvem Gyroskop, ve dvou verzích. V jedné verzi se snímají data jak z akcelerometru, tak i z gyroskopu, v druhé verzi jen z akcelerometru, ale rozhraní aplikace je shodné.



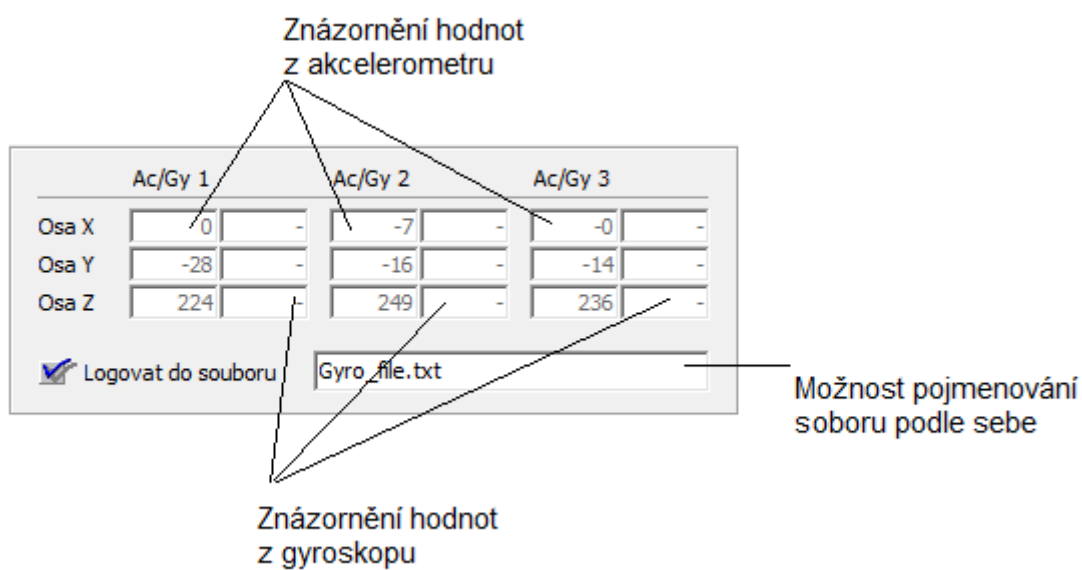
Obr. 28 Aplikace pro snímání dat



Obr. 29 Rozdíl mezi nepřipojeným (A) a připojeným (B) SPI rozhraním



**Obr. 30** Popis panelu zobrazujícího připojení zařízení



**Obr. 31** Popis panelu pro sledování dat během snímání – Verze 1.1 bez snímání z gyroskopů

Akcelerometr 1  
 pořadí os: X,Y,Z  
 01; 68; -69; 216; 6; 53; 243; -68; 29; 221;  
 Číslo cyklu  
 Akcelerometr 2  
 pořadí os: X,Y,Z  
 Akcelerometr 3  
 pořadí os: X,Y,Z

**Obr. 32** Ukázka zobrazení dat v souboru .txt, při převodu dat pouze z akcelerometru.

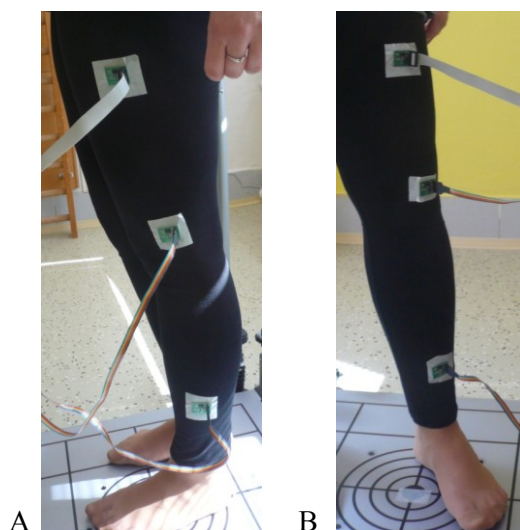
X Y Z X Y Z X Y Z X Y Z X Y Z X Y Z  
 01;190;89;-161;8;18;-22;226;0;-108;-72;27;9;214;-8;-28;102;1;24;  
 Akc. Gyr Akc. Gyr Akc. Gyr  
 Snímač 1 Snímač 2 Snímač 3

**Obr. 33** Ukázka zobrazení dat v souboru txt, při převodu dat z akcelerometru (Akc) a gyroskopu (Gyr)

### 3 Korelace zjištěné polohy kolenního kloubu a měřených posturometrických dat a integrace výsledků do software pro zpracování posturometrických dat

#### 3.1 Popis měření

Snímače byly umístěny dvěma způsoby. Při poloze 1 (Obr. 34A) jsou snímače umístěny z vnější strany nohy. Snímač č. 1 je umístěn na stehně, snímač č. 2 v oblasti kolenního kloubu a snímač č. 3 nad kotníkem. V poloze 2 (Obr. 34B) jsou snímače umístěny na přední straně nohy. Snímač č. 1 je umístěn na stehně, snímač č. 2 na česce, snímač č. 3 na holeni.



**Obr. 34** Způsoby umístění snímačů – (A) poloha 1, (B) poloha 2

Protože snímač není ve vertikální poloze, dochází ke změně orientace os X, Y, Z. Je to poznat z aplikace pro snímání dat, již při samotném měření anebo po otevření souboru s naměřenými daty. Pro Obr. 33 A i B platí, že osa X se vykreslí v grafu jako osa Z, osa Y zůstává osou Y a osa Z se vykreslí jako osa X.

Při snímání byly použity tyto varianty způsobu měření:

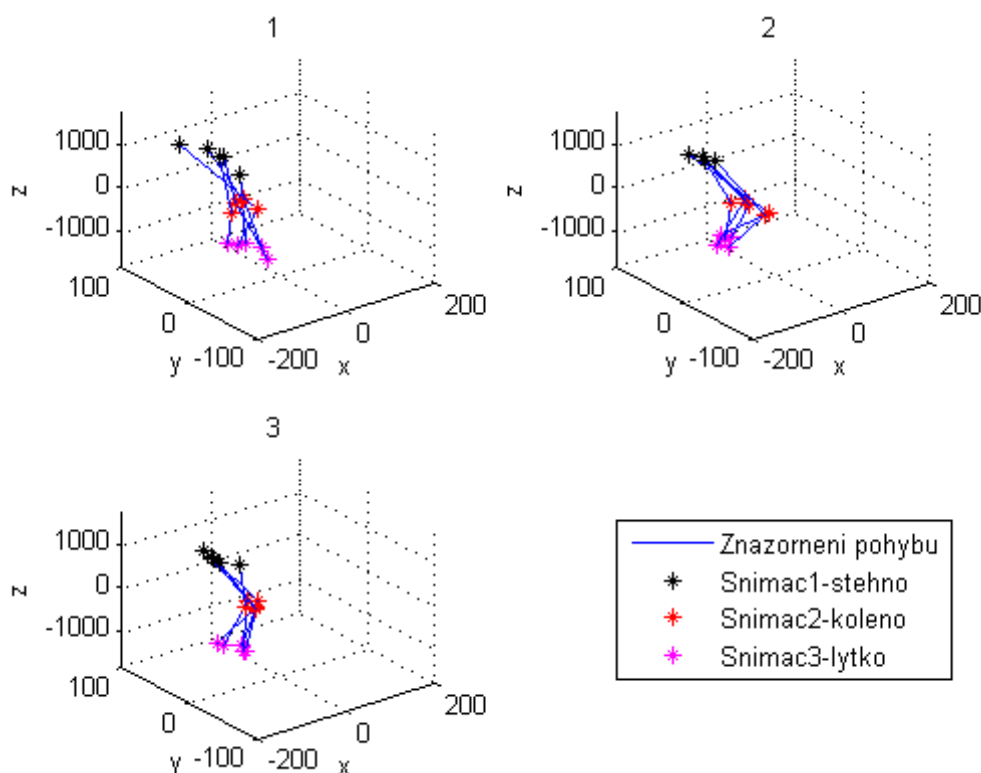
- ❖ Všechny tři snímače na měřené noze I- měřený objekt stál jednou nohou (měřenou) na ploše Posturomedu po dobu 10s
- ❖ Jeden snímač (č. 1) na ploše Posturomedu (ve středu) a zbývající dva snímače jsou umístěny na měřené noze v oblasti holeně (nad kotníkem) a v oblasti kolene. Měření probíhalo 10s

## 3.2 Vykreslení grafů naměřených hardwarem a přístrojem Posturomed

### 3.2.1 Všechny snímače umístěny na noze

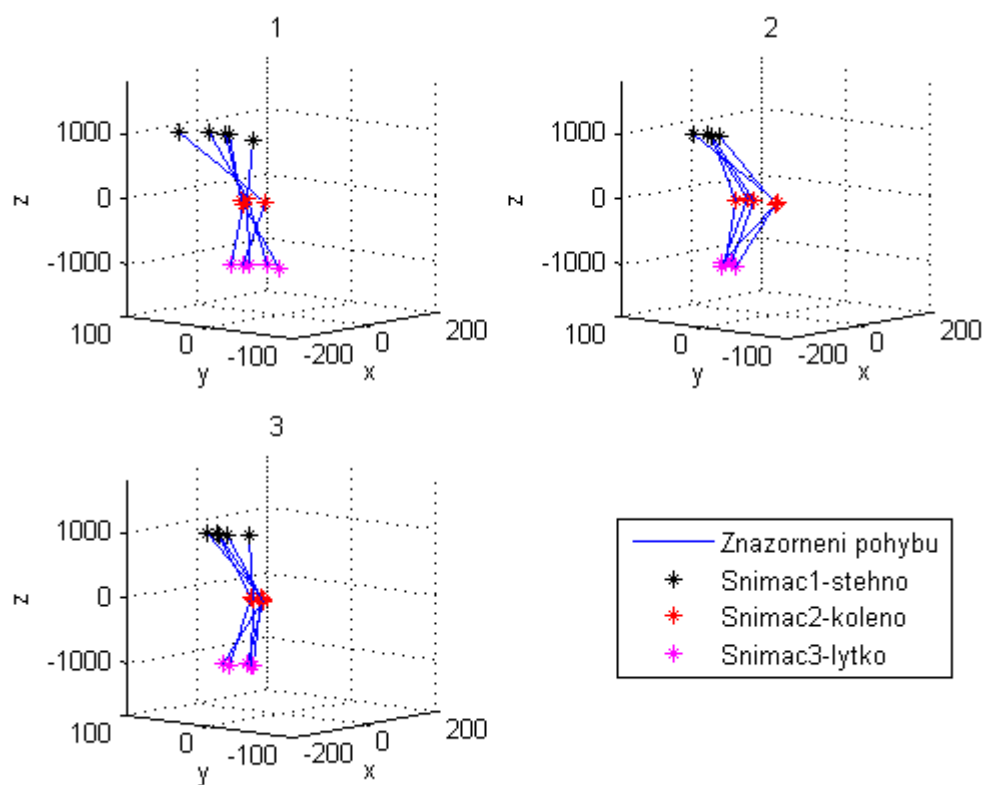
Měření probíhalo v několika etapách. Nejprve byla měřena levá noha při zabrzděné plošině, poté s jednou brzdou zabrzděnou a nakonec byla plošina odbrzděná. Tento postup byl opakován i pro pravou nohu a polohu 1 a polohu 2 (viz Obr. 34 A, B)

Na Obr. 35 a Obr. 36 jsou vykresleny tři grafy pro polohu 1. Číselné označení grafů značí, jak po sobě následují naměřená data. V grafu označeném číslem 1 je vykresleno prvních 5 hodnot pro snímač č. 1, č. 2 a č. 3, to samé platí pro grafy označené číslem 2 a 3. Obr. 36 je stejný jako Obr. 35, pouze je natočen. V Příloze V jsou uvedeny další dvě skupiny grafů, které reprezentují zbývající čas měření. Příloha VI obsahuje grafy zaznamenávající měření pro pravou nohu na zabrzděné plošině.



**Obr. 35** Grafy naměřených hodnot pro levou nohu v čase 0-5s (plošina zabrzděná) v poloze 1

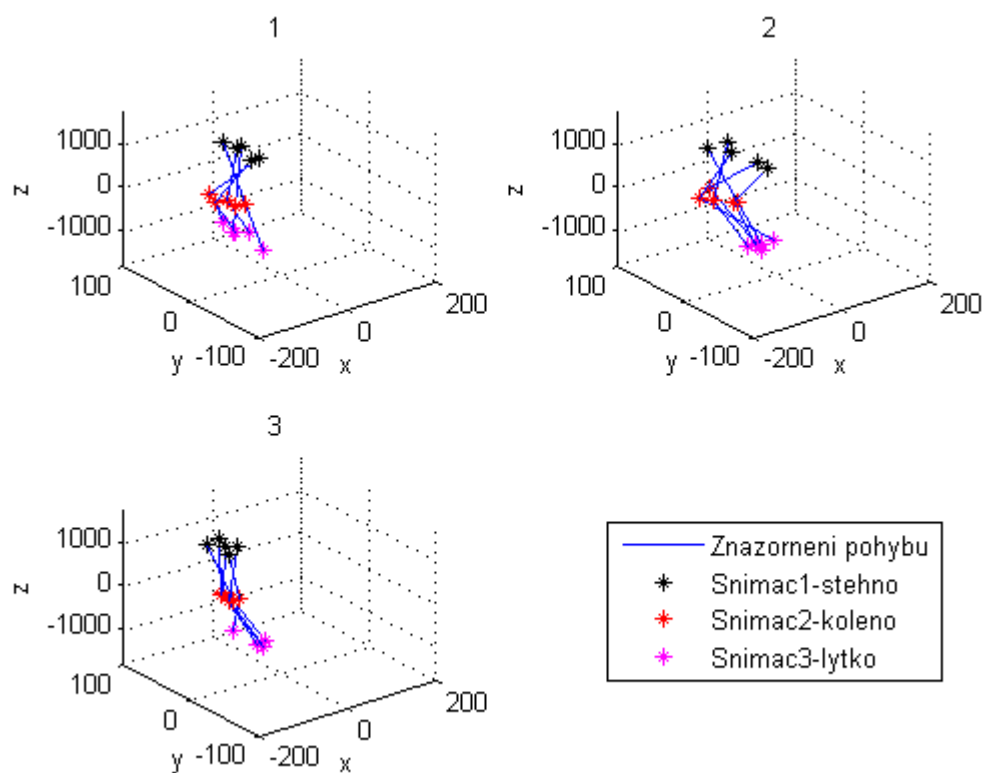




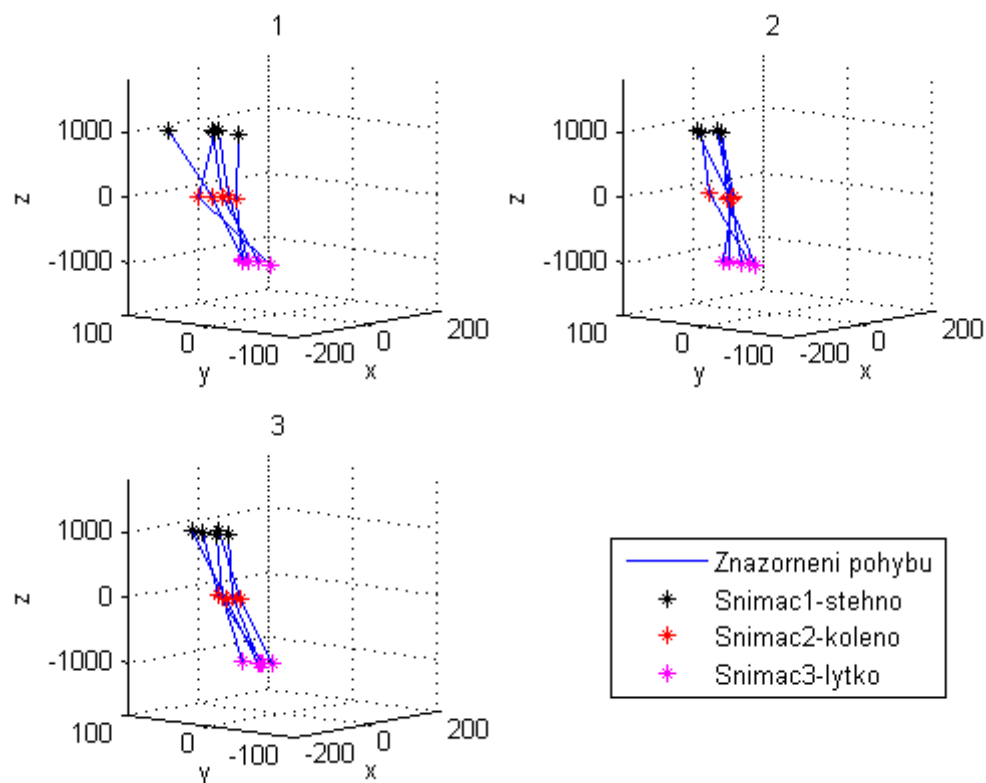
**Obr. 36** Grafy naměřených hodnot pro levou nohu v čase 0-5s (plošina zabrzděná) v poloze 1 – natočení grafů

Toto měření bylo opakováno stejným postupem pro jednu brzdu zabrzděnou (grafy v Příloze VII) a pro obě brzdy odbrzděné (grafy v Příloze VIII).

Stejný postup byl zvolen i pro umístění snímačů v poloze 2 (Obr. 34 B). Grafy naměřených dat pro polohu 2 jsou v ukázce zobrazeny níže (Obr. 37 a Obr. 38), další grafy jsou uvedeny v Příloze IX, X, XI.



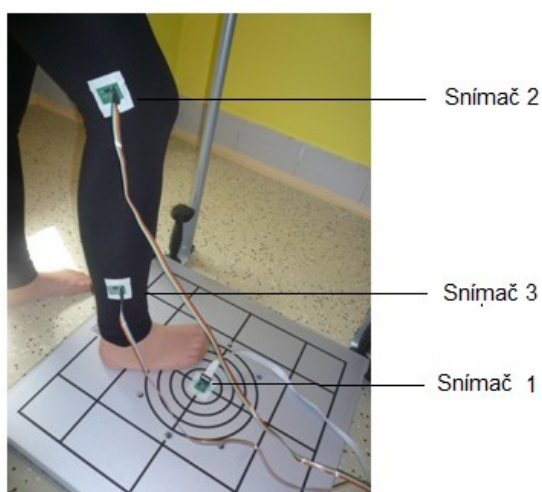
**Obr. 37** Grafy naměřených hodnot pro levou nohu v čase 0-5s (plošina zabrzděná) v poloze 2



**Obr. 38** Grafy naměřených hodnot pro levou nohu v čase 0-5s (plošina zabrzděná) v poloze 2 – natočení grafů

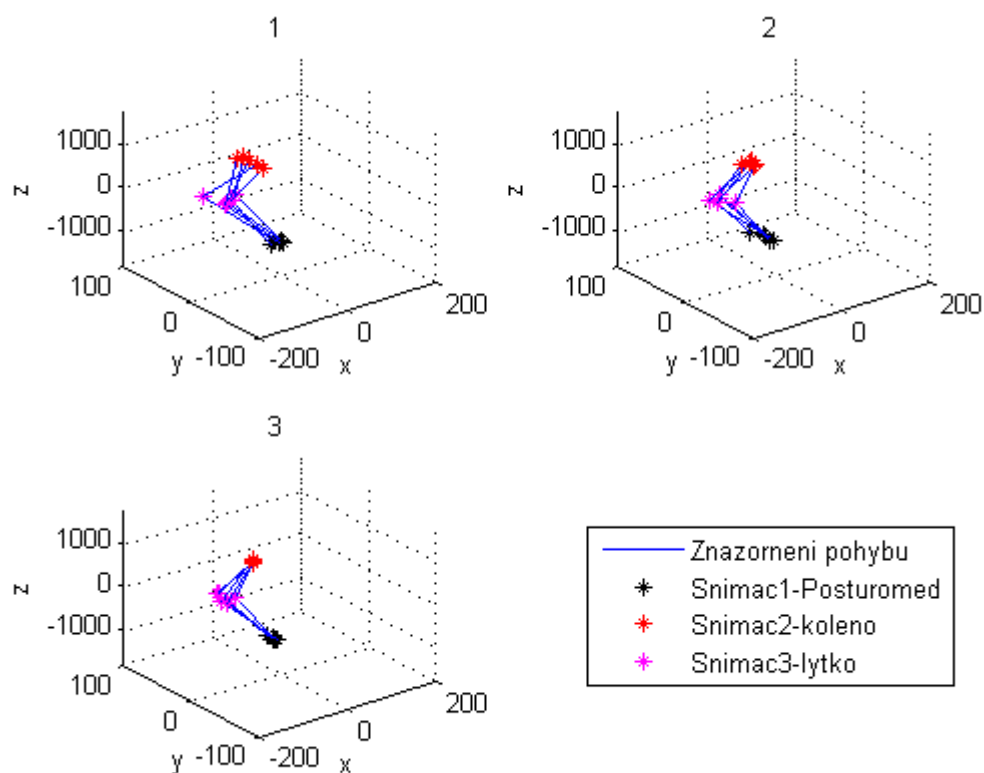
### 3.2.2 Dva snímače na noze, třetí snímač umístěn na Posturomedu

Při tomto měření byl snímač č. 1 umístěn ve středu plošiny posturomedu. Zbylé dva snímače byly umístěny na noze měřeného objektu a to nad kotníkem (při poloze 1) nebo na holeni (při poloze 2) a na stehně (při poloze 1 na boku, při poloze 2 z přední strany stehna).



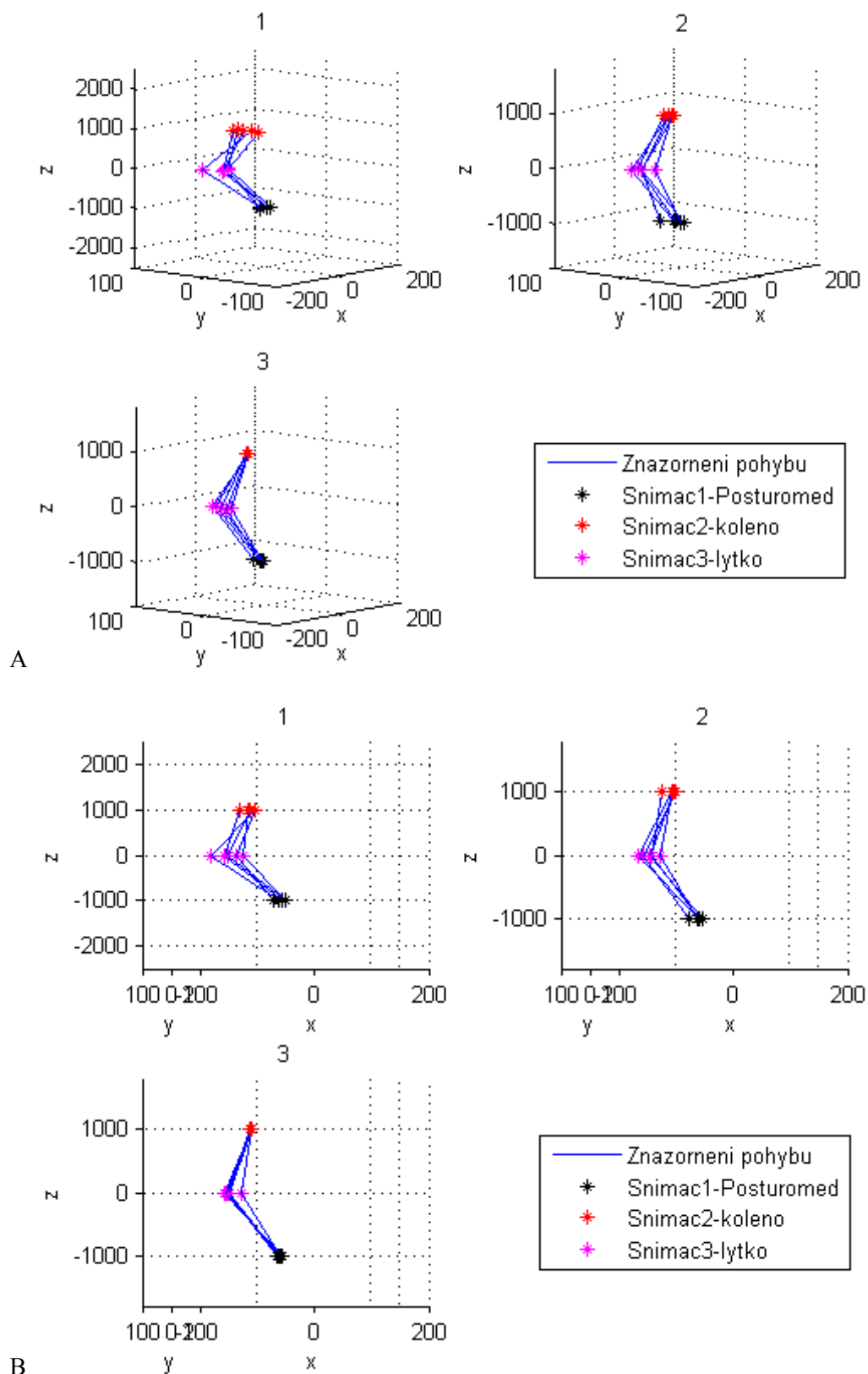
**Obr. 39** Ukázka umístění snímačů při poloze 1

Na Obr. 40 a Obr. 41 A, B jsou vykresleny naměřené hodnoty snímačů v poloze 1 na noze, ale snímač č. 1 je umístěn na Posturomedu a není na stehně (viz Obr. 39).



**Obr. 40** Grafy pro levou nohu v čase 0-5s v poloze 1

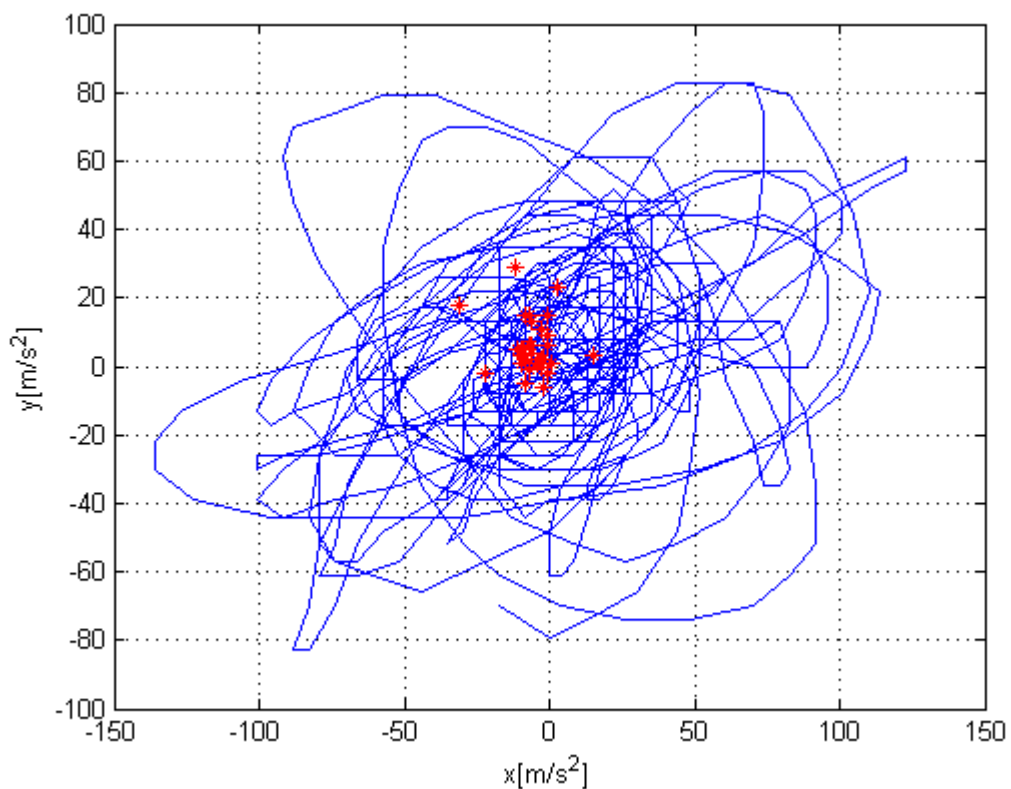
Na Obr. 41 A a B jsou vykresleny stejné grafy jako na Obr. 40, ale pod jiným úhlem natočení. Další grafy jsou uvedeny v Příloze XII, XIII a XIV



**Obr. 41** Grafy pro levou nohu v čase 0-5s v poloze 1, natočení

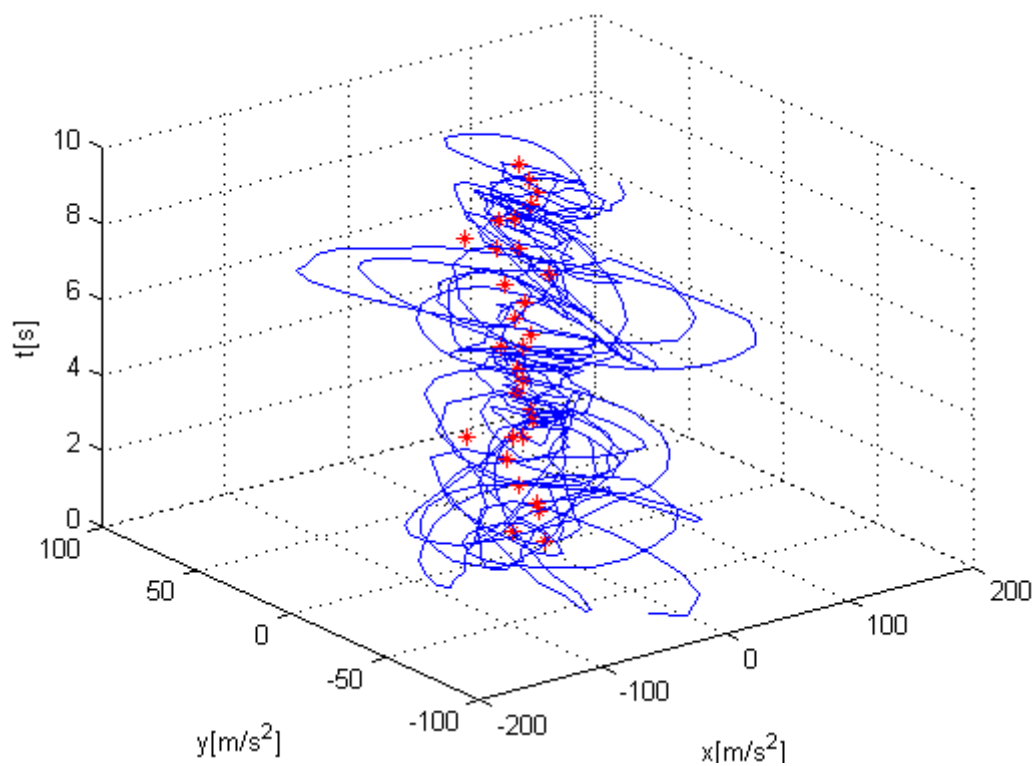
### 3.2.3 Data ze snímače č. 1 vs. data z Posturomedu

Snímač umístěn na Posturomedu by měl snímat data srovnatelná, jako snímač umístěn zespolu plošiny na Posturomedu. Toto porovnání je vykresleno na Obr. 42 v rovině a na Obr. 43 jako 3D graf.

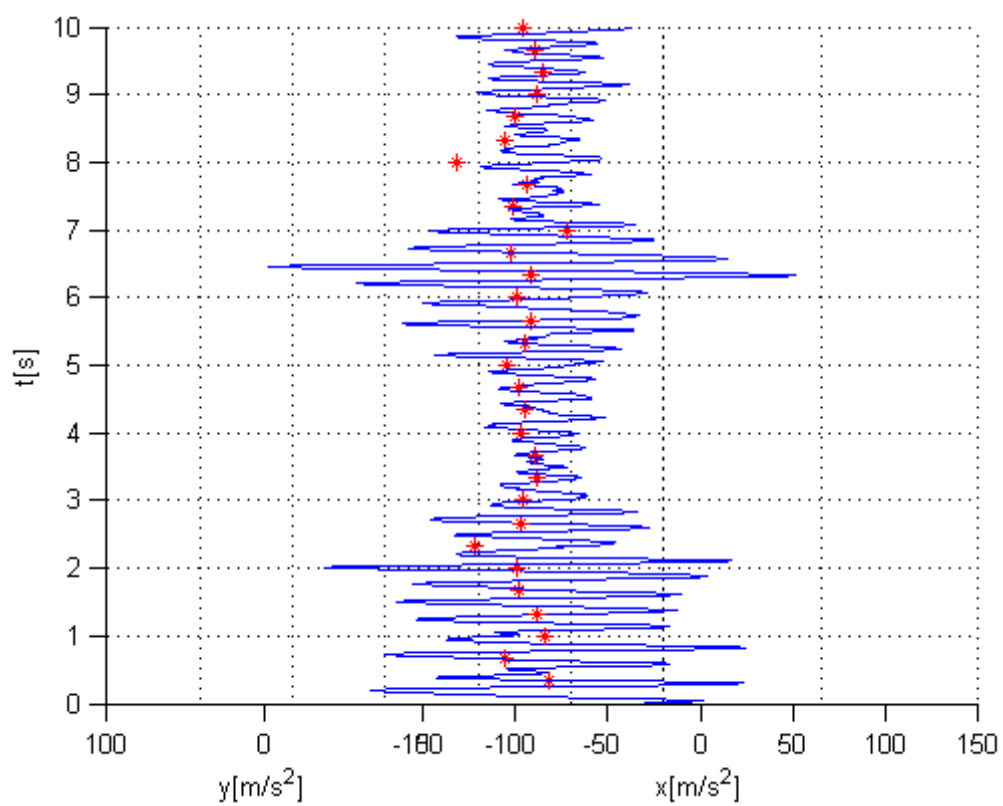


**Obr. 42** Snímač č. 1 a Posturomed data

Na Obr. 42 je zobrazeno modrou čarou hodnoty naměřené Posturomedem červeně jsou vyznačeny hodnoty ze snímače č. 1 jako body.



**Obr. 43** Graf hodnot z Posturomedu a snímače č. 1 v čase, zabrzděno



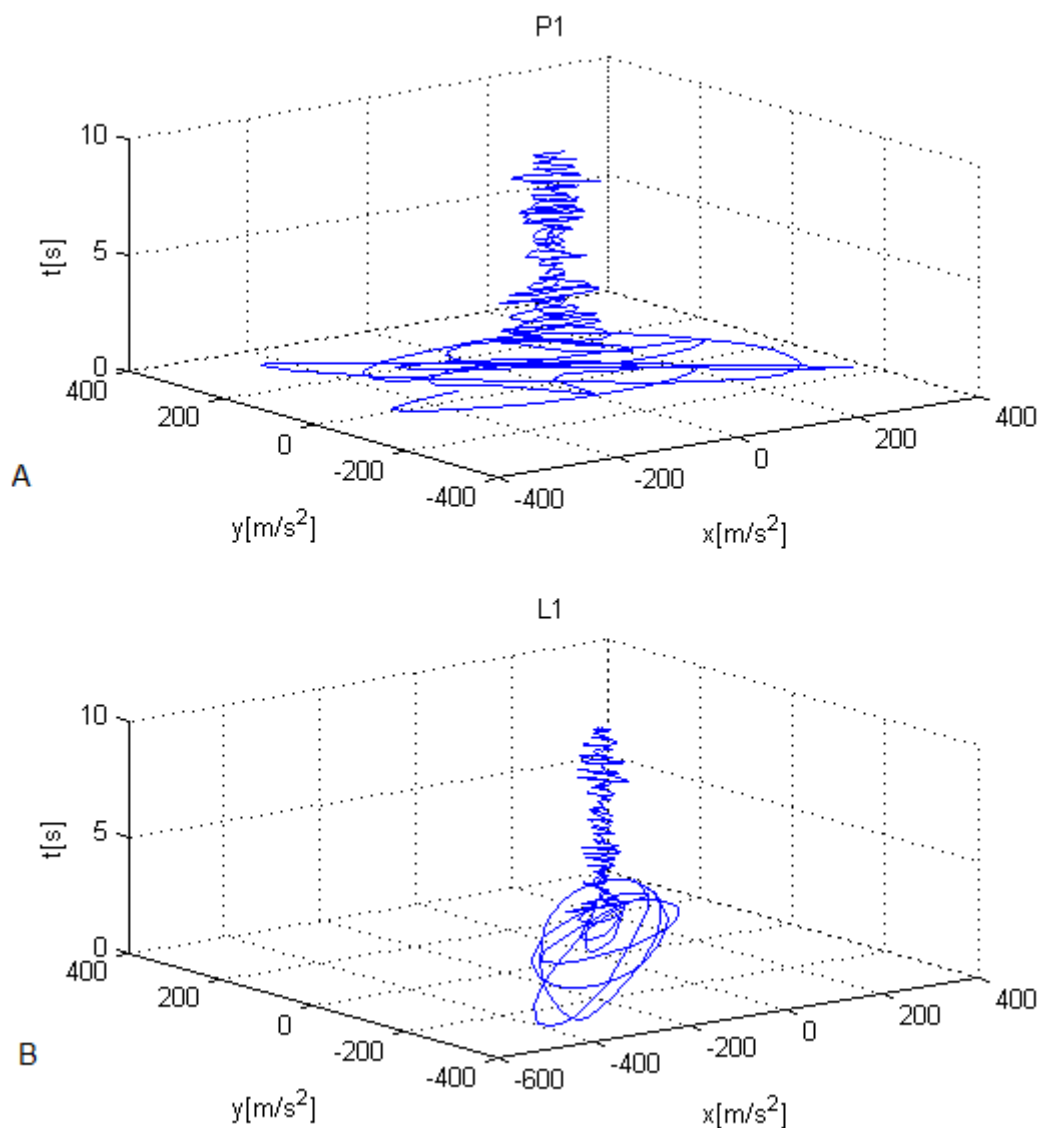
**Obr. 44** Graf hodnot z Posturomedu a snímače č. 1 v čase, otočení, zabrzděno

### 3.3 Návrh 3D grafu pro FN Ostrava

Grafy, které jsou vykreslovány pomocí softwaru MicroSwing, zobrazují tyto typy grafů:

- Graf souřadnic X a Y (Obr. 7, Obr. 10 a Obr. 11 – vykreslení v programu Matlab)
- Souřadnice X v čase a souřadnice Y v čase (Obr. 8)

Proto pro názornější vykreslení souřadnic X a Y, bylo zvoleno vykreslení 3D, kde třetím rozměrem je čas. Příklad vykreslení je na Obr. 44, další grafy jsou uvedeny v Příloze XII.



**Obr. 45** 3D graf X, Y v čase A-pravá noha, B-levá noha



V Příloze XV jsou uvedeny grafy z celého měření pacienta. Grafy znázorňují nestabilitu v čase. Díky tomuto zobrazení bude možno určit, o jaký typ poruchy se jedná, zda o statickou či dynamickou poruchu hybnosti kolene.

## **4 Návrh a realizace statistické analýzy posturometrických dat pro případnou studii FN Ostrava**

### **4.1 Pojmy**

#### **Statistické zkoumání**

Ve statistickém zkoumání se sledují hromadné jevy, tj. jevy vyskytující se u velkého množství prvků. Z hlediska účelu zkoumání hromadných jevů se předpokládá definování vymezené množiny objektů, prvků zkoumání neboli statistického souboru (soubor podniků, soubor obyvatelstva, soubor událostí apod.). Počet objektů, prvků, jednotek statistického souboru se nazývá rozsah souboru.

#### **Základní soubor**

Statistické soubory, které jsou předmětem statistického zkoumání, jsou označovány jako základní soubor.

#### **Výběrový soubor**

Z důvodu ekonomické náročnosti, praktické složitosti a velkých rozsahů se v praxi zpravidla nepracuje s celým rozsahem statistického souboru, ale jen se vzorkem statistických jednotek neboli s výběrovým souborem. Výběrové soubory se používají ke zkoumání zejména proto, že zobecnění provedené z dat výběrového souboru je považováno pro daný účel zkoumání za dostatečně přesné a z hlediska poznání za reprezentativní a že zkoumání celého statistického souboru by bylo nákladné, časově zdouhavé nebo z jiných praktických ohledů neuskutečnitelné.

Zkoumané vlastnosti statistického souboru sleduje statistika prostřednictvím měřitelných vlastností statistických jednotek. Tzv. statistických znaků. Pracuje-li se u každé statistické jednotky jen s jedním znakem (s jednou proměnnou), jedná se o jednorozměrný soubor. Zjišťuje-li se současně více znaků a jejich vzájemné vztahy, jde o dvou-, tří-, resp. Obecně vícerozměrný soubor.

#### **Kvalitativní a kvantitativní znaky**

Základním tříděním statistických znaků je rozlišování znaků číselných (kvantitativních, numerických) a znaků slovních (kvalitativních, alfabetských, kategoriálních).

Číselné (kvantitativní, numerické) statistické znaky vyjadřují sledované vlastnosti statistických jednotek čísly. Číselné znaky se dělí na spojitě (kontinuální), které mohou teoreticky nabývat libovolných reálných číselných hodnot v určitém intervalu (průtok vody, hmotnost výrobku, výška, peněžní obrát apod.) a znaky nespojitě (diskrétní), které mohou v oboru reálných čísel nabývat pouze určitých číselných hodnot

#### **Cíle statistického zjišťování**

Cílem statistického šetření je získávání statistických dat o hodnotách statistických znaků u prvků, které tvoří statistický soubor. Každé statistické zjišťování má určitý, předem vymezený a konkrétní cíl. Z definice cílů šetření vyplývá:

- jak vymezit statistický soubor
- jaké proměnné statistické znaky se budou zjišťovat

## Postup při analýze dat

Při statistickém vyhodnocení dat se předpokládá, že

- zjištění zda jde o nezávislé veličiny
- stejně rozdělené veličiny
- veličiny pocházející z normálního rozdělení

### *Test nezávislosti prvků výběru*

Závislost měření je obvykle způsobena nestabilitou měřicího zařízení, nekonstantností podmínek, zanedbáním faktorů, které významně ovlivňují výsledek měření

### *Test homogenity výběru (homoskedascita)*

K nehomogenitě naměřených dat dochází všude tam, kde se vyskytuje výrazná nestejnoměrnost měřených vlastností vzorků, mění se náhle podmínky experimentu a data obsahují vybočující měření

### *Test normality dat*

### *Průzkumová analýza dat pomocí grafických metod*

[13,14]

## 4.1.1 Rozdělení pravděpodobnosti

### *Normální rozdělení*

- Rozdělení je charakterizováno parametrem polohy a rozptýlení funkcí hustoty pravděpodobnosti
  - Střední hodnotou  $\mu^2$
  - Rozptylem  $\sigma^2$

### *Studentovo rozdělení*

- Pro výběry pocházející z normálního rozdělení platí, že náhodná veličina  $t$  má Studentovo rozdělení s  $(n-1)$  stupni volnosti

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s} \sqrt{n}$$

(4)

### $\chi^2$ (Pearsonovo)- rozdělení

- Pro výběry pocházející z normálního rozdělení platí, náhodná veličina  $\chi^2$  má:  $\chi^2$  – rozdělení s  $(n-1)$  stupni volnosti.

$$\chi^2 = \frac{(n-1)s^2}{\sigma^2}$$

(5)

#### 4.1.2 Výběrové charakteristiky polohy

Obecně průměry představují průměrnou nebo typickou hodnotu výběrového souboru.

##### *Výběrový průměr $\bar{X}$*

- Je maximálně věrohodným odhadem střední hodnoty
- Je velmi citlivý na odlehlé hodnoty

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i$$

(6)

- $X_i \rightarrow$  jednotlivé hodnoty proměnné
- $n \rightarrow$  rozsah výběrového souboru (počet hodnot proměnné)

##### *Kvantily*

Kvantily jsou přirozenou mírou polohy. Daný výběr se nejdříve seřadí od nejmenší hodnoty po největší a poté určíme pro daný p% kvantil pořadové číslo jednotky  $n_p$ , pro které platí:

$$n \frac{p}{100} < n_p < n \frac{p}{100} + 1$$

(7)

Nejčastější kvantily jsou:

- *Kvartily*

Kvartily dělí výběrový soubor na 4 přibližně stejné části

- Dolní kvartil  $\tilde{x}_{25}$ 
  - 25% -ní kvantil (rozděluje soubor, tak že 25% hodnot je menších než tento kvartil a zbytek, tj. 75% je větších (nebo rovných))
- Medián  $\tilde{x}_{50}$ 
  - 50% -ní kvantil, který charakterizuje z hlediska velikosti prostřední hodnotu souboru
  - Ve statistickém souboru odděluje polovinu hodnot menších od poloviny hodnot větších.
- Horní kvartil  $\tilde{x}_{75}$ 
  - 75% -ní kvantil (rozděluje datový soubor tak, že 75% hodnot je menších než tento kvartil a zbytek, tj. 25% větších (nebo rovných))

[13,14]

### ***Výběrový rozptyl $s^2$***

- Je nejrozšířenější mírou variability výběrového souboru

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1} \quad (8)$$

- Výběrový rozptyl je dán podílem součtu kvadrátů odchylek jednotlivých hodnot od průměru a rozsahu souboru sníženého o jedničku
- Čím je rozptyl větší, tím více se údaje odchylují od průměru

### ***Výběrová směrodatná odchylka $s$***

$$s = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (9)$$

### ***Variační koeficient $V_x$***

Vyjadřuje relativní míru variability proměnné  $x$ . Podle níže uvedeného vztahu jej lze stanovit pouze pro proměnné, které nabývají výhradně kladných hodnot. Variační koeficient je bezrozměrný. Uvádí se v [%], hodnotu získanou z definičního je nutno násobit 100%.

$$V_x = \frac{s}{\bar{x}}, \text{ popř. } V_x = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100[\%] \quad (10)$$

### ***Interkvartilové rozpětí $IQR$***

Tato statistika je mírou variability souboru a je definována jako vzdálenost mezi horním a dolním kvantilem:

$$IQR = (\tilde{x}_{75} - \tilde{x}_{25}) \quad (11)$$

### 4.1.3 Charakteristika tvaru rozdělení

#### *Šikmost $\alpha$*

- Slouží k zjištění míry symetrie (souměrnosti) rozdělení
- Jednoduchou charakteristikou šikmosti je Pearsonův koeficient  $\alpha$
- K hodnocení stupně šikmosti využívá vztah mezi velikostí aritmetického průměru a mediánu daný ve tvaru

$$\alpha = \frac{\bar{x} - \tilde{x}}{s_x} \quad (12)$$

- 
- Jiný přístup k měření šikmosti je založen na aplikaci tzv. momentových charakteristik.
- Při práci s daty uspořádanými do rozdělení četností je vhodná tzv. momentová míra šikmosti

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^k \left( \frac{x_i - \bar{x}}{s_x} \right)^3 n_i \quad (13)$$

#### *Špičatost $b$*

- Míry špičatosti jsou založeny na srovnání stupně nahuštěnosti hodnot kolem průměru proměnné

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^k \left( \frac{x_i - \bar{x}}{s_x} \right)^4 n_i - 3 \quad (14)$$

### 4.1.4 Grafické metody

#### *Histogram*

Jedná se o klasický graf, v němž se na jednu osu vynášejí varianty proměnné a na druhou osu jejich četnosti. Jednotlivé hodnoty četností jsou pak zobrazeny jako výšky sloupců (obdélníků, popř. hranolů, kuželů ...)

#### *Krabicový graf*

U tohoto grafu se v různých aplikacích mírně liší grafická podoba. V grafu jsou znázorněna odlehlá pozorování. Za odlehlé pozorování považujeme ty hodnoty proměnné, které se mimořádně liší od ostatních hodnot a tím ovlivňují např. vypovídací hodnotu průměru. Odlehlá pozorování jsou znázorněna jako izolované body, konec horního (popř. konec dolního) vousu představují maximum (popř. minimum) proměnné po vyloučení odlehlých pozorování, “víko” krabice udává horní kvartil, “dno” dolní kvartil, vodorovná úsečka uvnitř krabice označuje

medián. Z polohy mediánu vzhledem ke “krabici” lze dobře usuzovat na symetrii vnitřních 50% dat a tak lze získávat dobrý přehled o středu a rozptýlenosti proměnné. [13,14]

## 4.2 Návrh a realizace statistické analýzy

Statistická analýza je reprezentována daty naměřenými v FN Ostrava na rehabilitačním oddělení v roce 2011. Výběrovým souborem jsou pacienti (sportovci), kteří mají problémy s koleny. Měření na přístroji Posturomed probíhalo standardizovaným způsobem:

- Pacient udělá tři kroky a poté zvedne pravou nohu
- Bérec je svěšen kolmo k zemi.
- Chodidlo by mělo být 10 až 15 cm nad plošinou
- Poté udělá opět tři kroky a nohy se vystřídají.
- Tento postup se opakuje celkem desetkrát – pět pro pravou a pět pro levou nohu. Mělo by se vždy začínat stojem na pravé noze.
- Každé měření stability při stožení na jedné noze musí nejprve začít stiskem tlačítka, které mačká terapeut

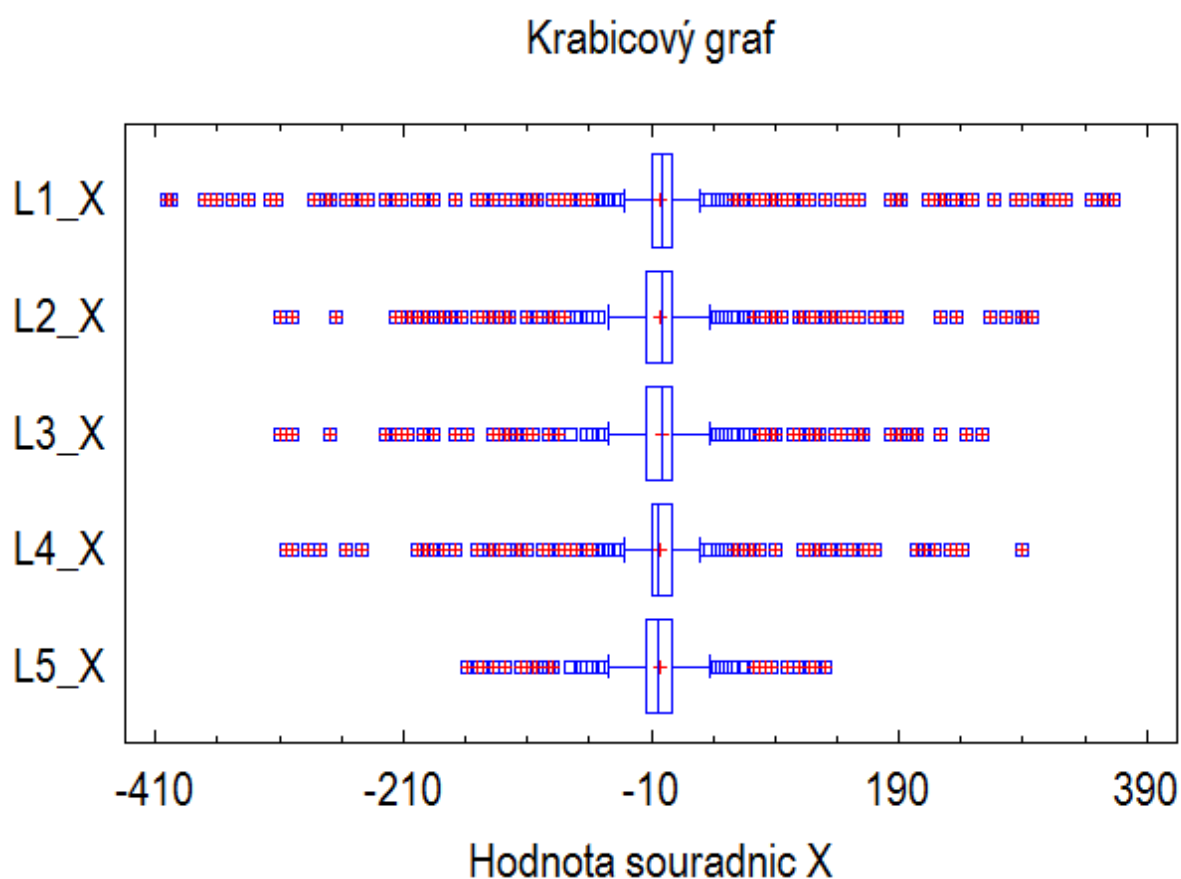
Pro realizaci statistické analýzy byla zvolena explorační analýza, která popisuje naměřená data. Data jsou rozdělena na čtyři části:

- Pravá noha x-ové souřadnice
- Pravá noha y-ové souřadnice
- Levá noha x-ové souřadnice
- Levá noha y-ové souřadnice

Explorační analýza obsahuje výběrové charakteristiky, jako jsou:

- Průměr
- Medián
- Rozptyl – výběrový
- Směrodatná odchylka
- Minimální hodnota
- Maximální hodnoty
- Rozpětí (max-min)
- Dolní kvartil
- Horní kvartil
- Mezikvartilové rozpětí
- Standardizovaná šikmost
- Standardizovaná špičatost
- Variační koeficient

Data budou dále reprezentována krabicovým grafem a histogramem. Statistická analýza byla zpracována pomocí programu STATGRAPHICS verze 5.0.



**Obr. 46** Krabicový graf pro levou nohu, souřadnice x

Z krabicového grafu vyplývá, že v jednotlivých měřeních je mnoho odlehlých pozorování, které mají vliv na hodnotu průměru. Průměr je citlivý na odlehlá pozorování, která se mimořádně liší od ostatních hodnot a dokážou proto vychýlit průměr natolik, že přestává daný výběr reprezentovat. Proto pro větší přesnost by se měla odlehlá pozorování odstranit. V případě této analýzy to, ale není vhodné, protože odlehlá pozorování reprezentují hodnoty výchylek na Posturomedu.

Levá strana krabice představuje dolní kvartil a pravá strana krabice pak horní kvartil, vertikální úsečka uvnitř krabice označuje medián. Z polohy mediánu vzhledem ke „krabici“ lze dobře usuzovat na symetrii vnitřních 50% dat a tak lze získávat dobrý přehled o středu a rozptýlenosti proměnné.

Pro L1\_X, L2\_X, L3\_X, L4\_X a L5\_X pak platí, že z polohy mediánu vzhledem ke „krabici“ a z polohy dolního a horního kvartilu jsou data rozložena symetricky po celém jejich rozsahu. Medián (horizontální příčka uvnitř krabice) a průměr (červený křížek uvnitř krabice) mají téměř stejnou hodnotu, což potvrzuje symetrii rozložení dat.

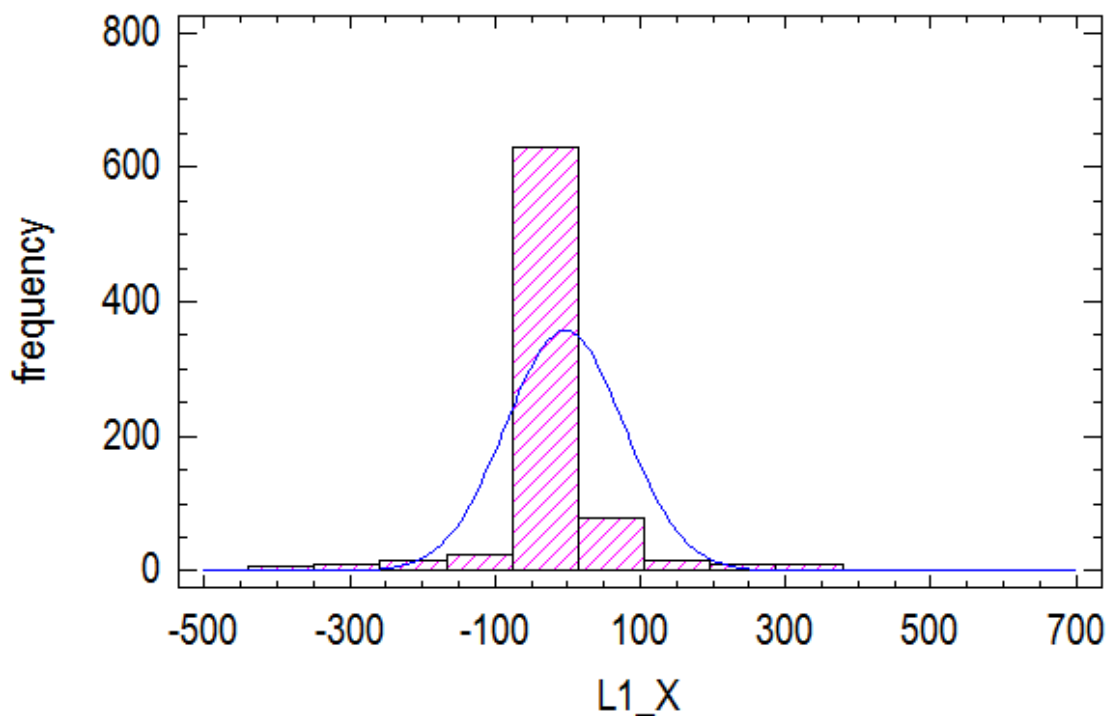
Krabicové grafy pro další proměnné jsou uvedeny v Příloze XVI, tabulky explorační analýzy v Příloze XVII a jednotlivé histogramy v Příloze XVIII.



	L1_X	L2_X	L3_X	L4_X	L5_X
Počet hodnot	800,00	800,00	800,00	800,00	800,00
Průměr	-3,41	-3,38	-1,84	-3,45	-3,49
Medián	-1,00	-1,00	-1,00	-5,00	-5,00
Rozptyl (výběrový)	6611,92	3265,20	2787,14	2416,13	768,64
Směrodatná odchylka	81,31	57,14	52,79	49,15	27,72
Minimální hodnota	-401,00	-309,00	-309,00	-304,00	-159,00
Maximální hodnota	364,00	298,00	258,00	289,00	290,00
Rozpětí (max-min)	765,00	607,00	567,00	593,00	290,00
Dolní kvartil	-9,00	-4,00	-14,00	-9,00	-14,00
Horní kvartil	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00
Mezikvartilové rozpětí	16,00	21,00	21,00	16,00	21,00
Standartizovaná šikmost	-2,87	-0,20	-0,40	-0,58	-0,69
Standartizovaná špičatost	52,69	59,15	65,17	79,87	51,04
Variační koeficient	-2386,32	-1692,47	-2869,20	-1423,21	-794,68

**Tab. 2** Explorační analýza pro levou nohu, souřadnice x

**Histogram pro L1\_X**



**Obr. 47** Histogram pro hodnoty levé nohy, x souřadnice první měření.

## 5 Zhodnocení dosažených výsledků

### 5.1 Hardware

Hardware byl realizován pomocí tří snímačů LSM330dl a SPI převodníkem, reprezentovaným mikročipem MCP2210. Přenosová rychlost, jak bylo zmíněno v kapitole 2.4.2 o SPI rozhraní, je závislá na typu zařízení, které je na převodník připojeno. V tomto případě se jedná o tři snímače, do kterých se nejprve zapisuje nastavení pomocí registrů, poté SPI rozhraní čeká na odpověď, zda jsou data k vyčtení a teprve poté dochází k vyčtení dat. Tento cyklus se opakuje pro každý snímač. Při měření bylo získáno za 10s měření 270hodnot, tzn.  $f_{vz}=27\text{Hz}$ , při této frekvenci snímání nejsou data z gyroskopu jednotlivých snímačů snímána. Pokud by měla být snímána data z gyroskopů snímačů, došlo by k dalšímu snížení vzorkovací frekvence.

### 5.2 Měření

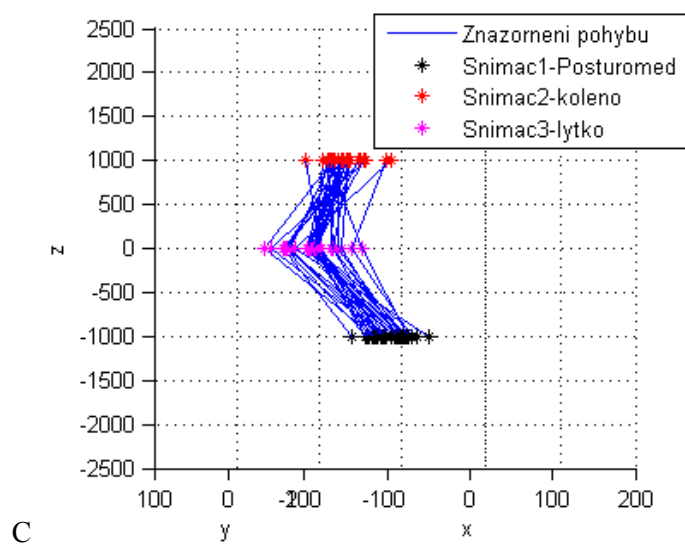
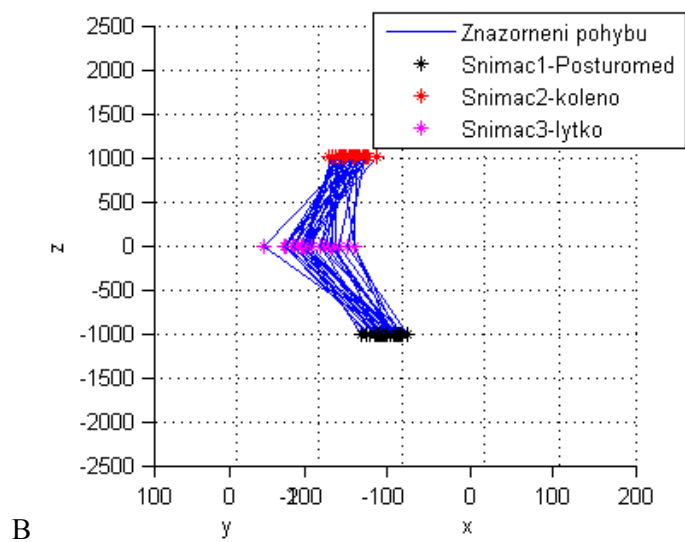
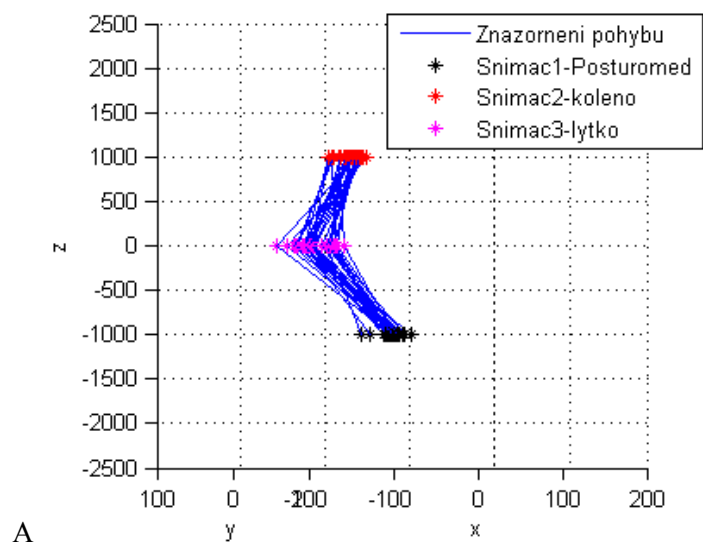
V průběhu měření bylo zjištěno, že i malé rozptýlení jako je pohyb hlavy, mluvení má vliv na ztrátu koncentrace tím i vychýlení z rovnováhy na Posturomedu. Ztráta rovnováhy, však nemusí být vyrovnávána pohybem kolene, člověk se může mírně předklonit, zaklonit či jen pohnout rukou. Proto při měření, kdy je Posturomed zcela odbrzděn, může docházet k výchyilkám nezpůsobeným vadou v koleně.

Měření může být také ovlivněno tím, zda je člověk levák nebo pravák, protože pokud je člověk pravák, jeho pravá část těla bývá silnější a lépe koordinovaná než levá a naopak.

V případě uvolnění jedné z brzd při zabrzdění druhé brzdy a v případě bez brzd (poloha 1) lze z grafů Přílohy VII a VIII vyčíst, která noha je v oblasti kotníku stabilnější, v tomto případě se jedná o pravou nohu – vykreslené body jsou více nahuštěné na sebe. Pro polohu 2, to již jednoznačně nelze určit.

Vlivem vzorkovací frekvence dochází k podvzorkování dat, což znamená, že data snímána na desce Posturomedu (snímač umístěn na plošině) a data snímána Posturomedem nelze jednoznačně porovnat. Frekvence snímání hardwaru je 27Hz, zatímco u Posturomedu to je 100Hz, v tomto měřeném případě.

Na Obr. 48 je znázorněno, jak se mění výchylinky při různé obtížnosti (tj. zabrzděno, jedna brzda a odbrzděno), lze pozorovat i změnu nahuštění bodů v jednotlivých oblastech.



**Obr. 48** Grafy znázorňující změnu výchylky stability A – zabrzděno, B – 1brzda, C - bez brzd

## Závěr

Úkolem práce bylo seznámení s problematikou posturometrie a realizace pomocného hardware pro vyšetření kolene na přístroji Posturomed. Posturomed slouží pro zjištění celkového stavu rovnovážného systému člověka. Pomocný hardware by měl přispět k poznání jakým způsobem tento systém ovlivňuje stav kolen. Hardware je založen na třech snímačích obsahující akcelerometr a gyroskop a přenosovém rozhraní, kterým je SPI. SPI rozhraní se řadí mezi rozhraní s rychlým přenosem dat.

Snímaná data byla vykreslená do grafů, které jsou uvedeny v práci a v přílohách. Grafy znázorňují působení zrychlení při pohybu kolene na posturometrické plošině. Vzhledem k malému počtu hodnot není možno korelovat data z Posturomedu a hardwaru s nějakým přímým výsledkem.

Pro potřeby FN Ostrava byl navrhnut 3D graf, který znázorňuje, jak se pacient pohyboval na Posturomedu v čase a ve kterých chvílích došlo k vychýlení.

Z již naměřených dat ve FN Ostrava byla navrhnutá a realizována statistická analýza. Naměřená data nejsou příliš vhodná pro statistickou analýzu kvůli odlehlým pozorováním, která se nemohou odstranit, protože reprezentují vychýlení Posturomedu ze středu.

V případě realizovaného hardwaru jsou hodnoty ze tří snímačů převáděna pomocí jednoho SPI rozhraní, čímž došlo k omezení vzorkovací frekvence na 27Hz bez použití gyroskopů. Při použití gyroskopů by došlo ke snížení vzorkovací frekvence na cca 13,5Hz. Jedním z možných řešení zvýšení vzorkovací frekvence a navýšení počtu snímaných dat, je převádění dat ze snímačů, SPI rozhraní pro každý snímač zvlášť. Další možností je použití jiného typu převodníku případně použití úplně jiné metody snímání.

# Literatura

- [1] MELECKÝ, R. *Diagnostika posturálních poruch: Diplomová práce*. Praha: ČVUT, 2008.
- [2] Specjalizowane Systemy Elektroniczne Obrazowej Diagnostyki Medycznej.  
<<http://www.cq.com.pl/>> (accessed Dec 01, 2012).
- [3] Posturografie. Wikipedia. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Posturografie> (accessed Dec 01, 2012).
- [4] Kriegelová, K. *Analýza akcelerometrických dat rehabilitačního zařízení POSTUROMED. Diplomová práce*, Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2010.
- [5] NETTER, F. *Anatomický atlas člověka*, 2 nd ed.; Grada Publishing: Praha, 2005.  
ISBN 80-247-1153-2
- [6] PLHÁKOVÁ, V. *Posturální analýza - hardware*. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2011.
- [7] Vojáček, A. Jak pracují nové 3D MEMS akcelerometry Freescale?, 2007.  
<<http://www.hw.cz/Produkty/Nove-soucastky/ART1875-Jak-pracuji-nove-3D-MEMS-akcelerometry-Freescale-.html>> (accessed Dec 01, 2012).
- [8] GOOK, M. *Hardwarová rozhraní Průvodce programátora*. 1.st ed. Brno: Computer Press, 2006. ISBN 80-251-1019-2.
- [9] Jonatan. <<http://jonatan.spse.pilsedu.cz/%7Emazanec/gyroskopy.htm>>  
(accessed April 25, 2012).
- [10] STMICROELECTRONICS *Datasheet LSM330DL*, 2011 .  
<[http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL\\_RESOURCES/TECHNICAL\\_LITERATURE/DATASHEET/DM00034579.pdf](http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/DM00034579.pdf)> (accessed March 18, 2012)
- [11] Převodník USB na SPI. ECOM s.r.o. <<http://www.ecom.cz/files/documents-news/178.pdf>>  
(accessed April 26, 2012).
- [12] MICROCHIP *Datasheet MCP2210*, 2011  
<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22288A.pdf>>  
(accessed March 20, 2012)
- [13] LITSCHMANNOVÁ, Martina, *Vybrané kapitoly z pravděpodobnosti: skriptum*, Ostrava: VŠB-TUO Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2011
- [14] Březina, R. Jištění kvality technologických procesů, 12. statistická analýza (ppt), 2007.  
< [www.vscht.cz](http://www.vscht.cz). <http://www.vscht.cz/kot/resources/studijni-materialy/jk-p-012/> >  
(accessed April 23, 2012).
- [15] TRAN MIHN, H. *Systém pro automatickou detekci převrhnutí invalidního vozíku: Bakalářská práce*. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2010.

# Seznam příloh

## Příloha I

- **Obr. 1** Schéma zapojení MCP2210

## Příloha II

- **Obr. 2** Schéma zapojení LSM330DL

## Příloha III

- **Tab. 1** Datasheet MCP2210

## Příloha IV

- **Tab. 2** Datasheet MCP2210

## Příloha V

- **Obr. 3** Grafy naměřených hodnot levé nohy v čase 5-10s (plošina zabrzděná), poloha 1
- **Obr. 4** Grafy naměřených hodnot levé nohy v čase 5-10s, zabrzděno, poloha 1, natočení

## Příloha VI

- **Obr. 5** Grafy naměřených hodnot pro pravou nohu v čase 0-10s (plošina zabrzděná)

## Příloha VII

- **Obr. 6** Grafy v čase 0-5s, poloha 1, jedna brzda- A – levá noha, B – pravá noha

## Příloha VIII

- **Obr. 7** Grafy v čase 0-5s, poloha 1, bez brzd – A-levá noha, B-pravá noha

## Příloha IX

- **Obr. 8** Grafy naměřených hodnot levé nohy v čase 5-10s, zabrzděno, poloha 2
- **Obr. 9** Grafy naměřených hodnot levé nohy v čase 5-10s, zabrzděno, natočení, poloha 2

## Příloha X

- **Obr. 10** Grafy v čase 0-5s, poloha 2, jedna brzda – A-levá noha, B-pravá noha

## Příloha XI

- **Obr. 11** Grafy v čase 0-5s, poloha 2, bez brzd – A-levá noha, B-pravá noha

## Příloha XII

- **Obr. 12** Grafy naměřených hodnot pravé nohy v čase 0-5s ,poloha 1, zabrzděno
- **Obr. 13** Grafy naměřených hodnot pravé nohy v čase 0-5s ,poloha 1, zabrzděno, natočení

## Příloha XIII

- **Obr. 14** Grafy v čase 0-5s, poloha 1, jedna brzda – A-levá noha, B-pravá noha

#### **Příloha XIV**

- **Obr. 15** Grafy v čase 0-5s, poloha 1, bez brzd – A-levá noha, B-pravá noha

#### **Příloha XV**

- **Obr. 16** 3D graf při zabrzděném Posturomedu pravá noha v pěti měřeních
- **Obr.17** 3D graf při zabrzděném Posturomedu levá noha v pěti měřeních

#### **Příloha XVI**

- Krabicové grafy jednotlivých proměnných

#### **Příloha XVII**

- **Tab. 3** Explorační analýza pro pravou nohu, souřadnice x
- **Tab. 4** Explorační analýza pro levou nohu, souřadnice y
- **Tab. 5** Explorační analýza pro pravou nohu, souřadnice y

#### **Příloha XVIII**

- Histogramy

### **Přílohy na CD**

- Aplikace Gyroskop\_v1.0
- Aplikace Gyroskop\_v1.1
- Kódy pro Matlab pro jednotlivá měření
- Naměřená data
- Data a kód pro FN Ostrava